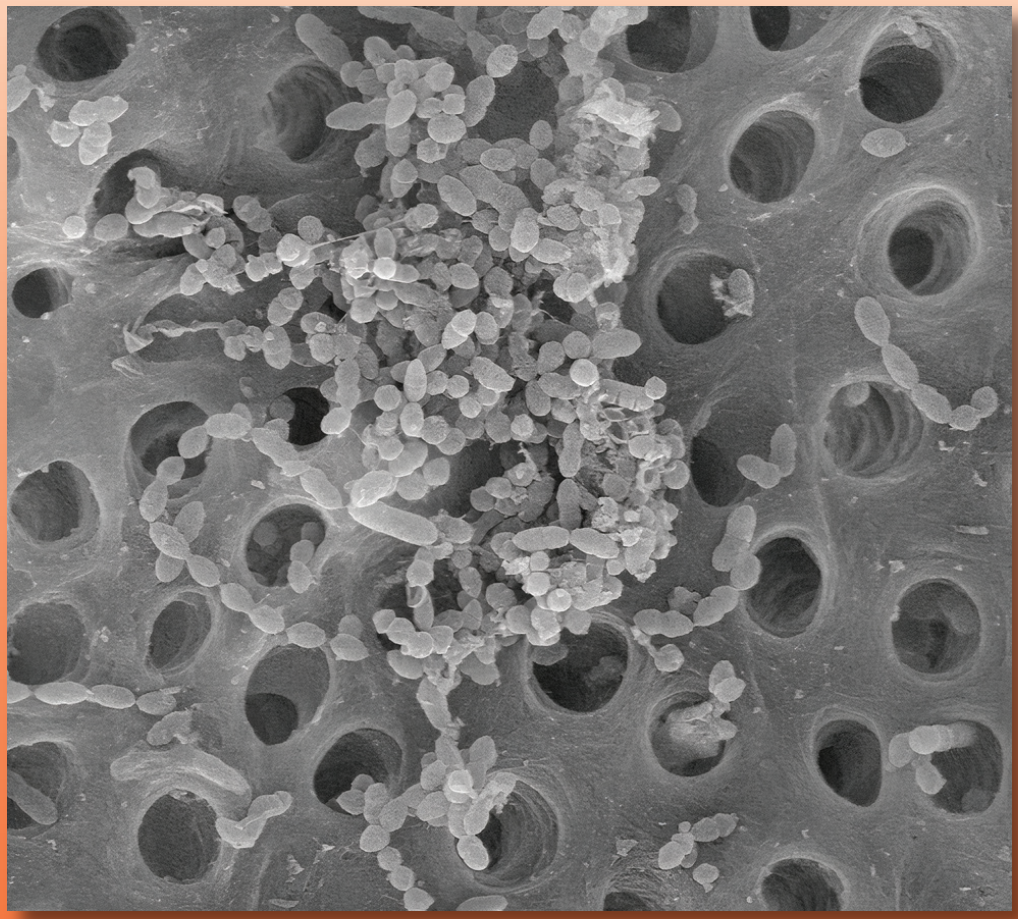
JDAT

Journal of The Dental Association of Thailand

www.jdat.org

Journal of The Dental Association of Thailand | Volume 72 Number 1 January - March 2022

ISSN 2730 - 4280



CE Quiz

Effect of Surface Polishing and Glazing Procedures on Surface Roughness of Hybrid Resin-ceramic CAD/CAM Materials Before and After Tooth Brushing Simulation

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม 2565 | e-ISSN 2730-4280

ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย
ในพระบรมราชูปถัมภ์
THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisor President	Lt. Gen. Phisal	Thepsithar
Advisory Board	Asst. Prof. Anonknart	Bhakdinaronk
	Dr. Charmary	Reanamporn
	Assoc. Prof. Surasith	Kiatpongsan
	Clinical Prof. Pusadee	Yotnuengnit
	Assoc. Prof. Wacharaporn	Tasachan
	Dr. Somchai	Suthirathikul
	Dr. Prinya	Pathomkulma

Board of Directors 2019 - 2021

President	Dr. Chavalit	Karnjanaopaswong
President Elect	Dr. Adirek	Sriwatanawongsa
1st Vice-President	Prof. Dr. Prasit	Pavasant
2nd Vice-President	Assoc. Prof. Dr. Sirivimol	Srisawasdi
Secretary - General	Prof. Dr. Prasit	Pavasant
Treasurer	Assoc. Prof. Poranee	Berananda
Editor	Dr. Ekamon	Mahapoka
Scientific Committee Chairperson	Assoc. Prof. Dr. Sirivimol	Srisawasdi
Executive Committee	Assoc. Prof. Porjai	Ruangsri
	Lt. Gen. Nawarut	Soonthornwit
	Dr. Werawat	Satayanurug
	Assoc.Prof.Dr. Siriruk	Nakornchai
	Asst.Prof. Ekachai	Chunhacheevachaloke
	Asst.Prof. Bundhit	Jirajariyavej
	Dr. Kanit	Dhanesuan
	Assoc. Prof. Dr. Patita	Bhuridej
	Asst.Prof. Piriya	Cherdsatiraku
	Dr. Thornkanok	Pruksamas
	Capt. Thanasak	Thumbuntu

THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

71 Ladprao 95 Wangthonglang Bangkok 10310, Thailand. Tel: 662-539-4748 Fax: 662-514-1100 E-mail: thaidentalnet@gmail.com

ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย
ในพระบรมราชูปถัมภ์
THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisory Board

Lt. Gen. Phisal Thepsithar
Prof. Dr. Mongkol Dejnakarintra
Prof. Chainut Chongruk
Special Prof. Sitthi S Srisopark
Assoc. Prof. Porjai Ruangsri
Assist. Prof. Phanomporn Vanichanon
Assoc. Prof. Dr. Patita Bhuridej

Editor

Dr. Ekamon Mahapoka

Associate Editors

Prof. Dr. Prasit Pavasant
Prof. Dr. Waranun Buajeeb
Assoc. Prof. Dr. Siriruk Nakornchai
Assoc. Prof. Dr. Nirada Dhanesuan

Editorial Board

Assoc. Prof. Dr. Chaiwat Maneenut, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Lertrit Sarinnaphakorn, Chulalongkorn University,Thailand
Assist. Prof. Dr. Chootima Ratisoontom, Chulalongkorn University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Oranat Matungkasombut, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Kajorn Kungsadalpipob, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Thantrira Porntaveetus, Chulalongkorn University,Thailand
Assist. Prof. Pintu-On Chantarawaratit, Chulalongkorn University,Thailand
Assist. Prof. Wannakorn Sriarj, Chulalongkorn University,Thailand
Assist. Prof. Dr. Pisha Pittayapat, Chulalongkorn University,Thailand
Assist. Prof. Dr. Yaowaluk Ngoenwiwatkul, Mahidol University,Thailand
Assoc. Prof. Dr. Somsak Mitrirattanaku, Mahidol University,Thailand
Dr. Supatchai Boonpratham, Mahidol University,Thailand
Prof. Dr. Anak Iamaroon, Chiang Mai University,Thailand
Prof. Dr. Suttichai Krisanaprakornkit, Chiang Mai University,Thailand
Assist. Prof. Dr. Napapa Aimjirakul, Srinakharinwirot University, Thailand
Dr. Jaruma Sakdee, Srinakharinwirot University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Aroonwan Lam-ubol, Srinakharinwirot University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Sutee Suksudaj, Thammasat University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Ichaya Yiemwattana, Naresuan University, Thailand.
Prof. Boonlert Kukiattrakoon, Prince of Songkla University, Thailand
Assist.Prof. Dr. Vanthana Sattabanasuk, Royal College of Dental Surgeons, Thailand
Prof. Dr. Antheunis Versluis, The University of Tennessee Health Science Center, USA.
Assoc. Prof. Dr. Hiroshi Ogawa, Niigata University, JAPAN
Assoc. Prof. Dr. Anwar Merchant, University of South Carolina, USA.
Dr. Brian Foster, NIAMS/NIH, USA.
Dr. Ahmed Abbas Mohamed, University of Warwick, UK.

Editorial Staff

Tassapol Intarasomboon
Pimpanid Laomana
Anyamanee Kongcheepa

Manager

Assoc. Prof. Poranee Berananda

Journal published trimonthly. Foreign subscription rate US$ 200 including postage.
Publisher and artwork: Rungsilp Printing Co., Ltd
Please send manuscripts to Dr. Ekamon Mahapoka
Address: 71 Ladprao 95 Wangtonglang Bangkok 10310, Thailand E-mail: jdateditor@thaidental.or.th

ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย
ในพระบรมราชูปถัมภ์
THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

จดหมายจากสาราณียกร

สวัสดีพี่น้องทันตแพทย์ร่วมวิชาชีพทุกท่านครับ

สวัสดีปีใหม่ 2565 ครับ ปีที่ผ่านมาก็ยังเป็นอีกปีหนึ่งที่สถานการณ์การระบาดของไวรัสโควิด-19 ดูจะไม่น้อยลงเลย มีการระบาดแบบกลุ่มก้อนเกิดขึ้นมากมายในหลายทวีปและหลายแห่งทั่วโลก แม้ว่าทั้งโลกได้ตื่นตัวและคิดค้นแนวทางเพื่อหยุดยั้งการระบาดในวงกว้างแล้วก็ตาม หนึ่งในความพยายามนั้นคือการระดมฉีดวัคซีนหลากหลายยี่ห้อ หลากหลายเทคโนโลยีในประชากรของชาติตัวเอง ซึ่งก็มีแนวโน้มที่ดีที่ช่วยลดอัตราการตายจากการติดเชื้อและนับถึงตอนนี้การใช้วัคซีนก็ดูเหมือนจะยังเป็นมาตรการเชิงรุกชนิดเดียวที่มีประสิทธิภาพในการช่วยชะลอการระบาดที่เกิดขึ้นในกลุ่มประชากร พวกเราก็คงจะต้องติดตามกันต่อไปว่าโลกจะรับมือกับเจ้าไวรัสตัวร้ายนี้ต่อไปอย่างไร ย้อนกลับมามองในเรื่องที่ใกล้ตัวมากขึ้นถึงสิ่งที่พวกเรากำลังเผชิญอยู่ในทุกวันนี้คือการให้การรักษาทางทันตกรรมที่เอื้อให้เกิดละอองฝอยฟุ้งกระจายในสภาพแวดล้อม จึงเป็นสิ่งที่พวกเราต้องพึงระลึก ตระหนักรู้และนำแนวทางการป้องกันมาปฏิบัติอย่างเข้มข้นและระมัดระวังเพื่อช่วยลดการแพร่กระจายของเชื้อในสภาพแวดล้อมที่ทำงานและสามารถให้การรักษา ดูแลผู้ป่วยทันตกรรมได้อย่างปลอดภัย

สำหรับวิทยาสารฯในรอบปีที่ผ่านมา เราได้รับการตอบรับอย่างดีมากจากทั้งจำนวนและคุณภาพของบทความที่ส่งเข้ามาเพื่อลงตีพิมพ์ในวิทยาสารฯ ส่วนหนึ่งก็ต้องขอขอบคุณผู้นิพนธ์งานทุกท่านที่ให้ความสำคัญกับวิทยาสารฯ มุ่งมั่นทุ่มเทที่จะพัฒนาบทความเพื่อความสมบูรณ์ เหมาะสมในการเผยแพร่งานของท่านสู่สาธารณะ องค์ความรู้พื้นฐานเหล่านี้จำเป็นในการนำไปต่อยอดเพื่อพัฒนาและบูรณาการในการพัฒนาวิชาชีพของเราทั้งในด้านพรีคลินิกและคลินิก ซึ่งตรงกับนโยบายของกองบรรณาธิการวิทยาสารฯ ที่เปิดกว้างไม่ว่าจะเป็นงานวิจัยพื้นฐาน การศึกษาในทางคลินิก รายงานผู้ป่วยที่น่าสนใจเพื่อให้เกิดความหลากหลายและย้ำให้เห็นถึงนโยบายของวิทยาสารฯ ที่ต้องการเป็นศูนย์กลางการตีพิมพ์บทความทางทันตแพทยศาสตร์ที่มีคุณภาพในประเทศไทย เรากำลังผลักดันให้วิทยาสารฯของเราเข้าสู่ความเป็นสากลเพื่อสร้างคุณค่าของบทความอย่างสูงสุดในอนาคตครับ

ขอให้ทุกท่านสุขภาพร่างกายแข็งแรง และต่อสู้กับโควิดได้อย่างเข้มแข็งครับ

ทพ.ดร. เอกมน มหาโภคา
สาราณียกร

สำหรับหน้าที่เป็นสี โปรดเข้าชมได้ที่เว็บไซต์ www.jdat.org
For high quality coloured figures, please refer to www.jdat.org

Instruction for Authors

The Journal of the Dental Association of Thailand ***(J DENT ASSOC THAI)*** supported by the Dental Assocition of Thailand, is an online open access and peer-reviewed journal. The journal welcomes for submission on the field of Dentistry and related dental science. We publish 4 issues per year in January, April, July and October.

» Categories of the Articles «

1. Review Articles: a comprehensive article with technical knowledge collected from journals and/or textbooks which is profoundly criticized or analyzed, or tutorial with the scientific writing.

2. Case Reports: a clinically report of an update or rare case or case series related to dental field which has been carefully analyzed and criticized with scientific observation.

3. Original Articles: a research report which has never been published elsewhere and represent new significant contributions, investigations or observations, with appropriate experimental design and statistical analysis in the filed of dentistry.

» Manuscript Submission «

The Journal of the Dental Association of Thailand welcome submissions from the field of dentistry and related dental science through only online submission. The manuscript must be submitted via http://www.jdat .org. Registration by corresponding author is once required for the article's submission. We accept articles written in both English and Thai. However, for Thai article, English abstract is required whereas for English article, there is no need for Thai abstract submission. The main manuscript should be submitted as .doc (word97-2003). All figures, and tables should be submitted as separated files (1 file for each figure or table). For the acceptable file formats and resolution of image will be mentioned in 8. of manuscript preparation section.

» Scope of Article «

Journal of Dental association of Thailand (JDAT) is a quarterly peer-reviewed scientific dental journal aims to the dissemination and publication of new knowledges and researches including all field of dentistry and related dental sciences

» Manuscript Preparation «

1. For English article, use font to Cordia New Style size 14 in a standard A4 paper (21.2 x 29.7 cm) with 2.5 cm margin on a four sides. The manuscript should be typewritten.

2. For Thai article, use font of Cordia New Style size 14 in a standard A4 paper (21.2 x 29.7 cm) with 2.5 cm margin on a four sides. The manuscript should be typewritten with 1.5 line spacing. Thai article must also provide English abstract. All reference must be in English. For the article written in Thai, please visit the Royal Institute of Thailand (http://www.royin.go.th) for the assigned Thai medical and technical terms. The original English words must be put in the parenthesis mentioned at the first time.

3. Numbers of page must be placed on the top right corner. The length of article should be 10-12 pages including the maximum of 5 figures, 5 tables and 40 references for original articles. (The numbers of references are not limited for review article).

4. Measurement units such as length, height, weight, capacity etc. should be in metric units. Temperature should be in degree Celsius. Pressure units should be in mmHg. The hematologic measurement and clinical chemistry should follow International System Units or SI.

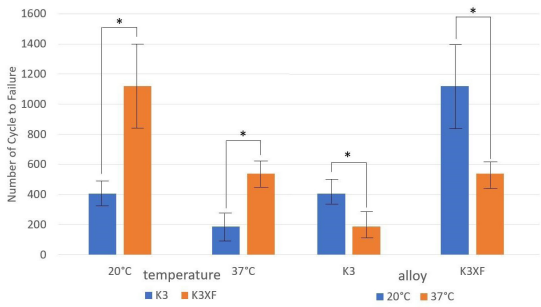
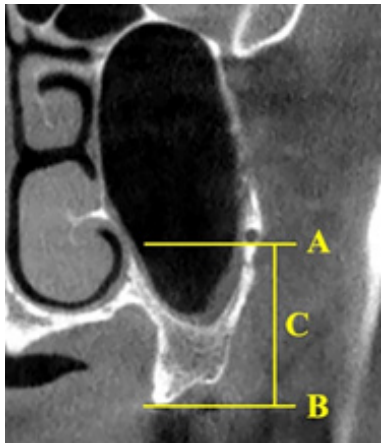
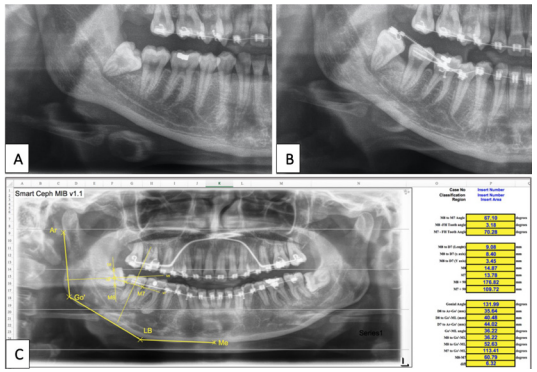
5. Standard abbreviation must be used for abbreviation and symbols. The abbreviation should not be used in the title and abstract. Full words of the abbreviation should be referred at the end of the first abbreviation in the content except the standard measurement units.

6. Position of the teeth may use full proper name such as maxillary right canine of symbols according to FDI two-digit notation and write full name in the parenthesis after the first mention such as tooth 31 (mandibular left central incisor)

7. Table: should be typed on separate sheets and number consecutively with the Arabic numbers. Table should self-explanatory and include a brief descriptive title. Footnotes to tables indicated by lower-case superscript letters are acceptable.

8. Figure : the photographs and figures must be clearly illustrated with legend and must have a high resolution and acceptable file types to meet technical evaluation of JDAT that is adapted from file submissions specifications of Pubmed (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/pub/filespec-images/#int-disp). We classify type of figure as 3 types following: line art, halftones and combo (line art and halftone combinations) The details of description, required format, color mode and resolution requirement are given in table below.

Numbers, letters and symbols must be clear and even throughout which used in Arabic form and limited as necessary. During the submission process, all photos and tables must be submitted in the separate files. Once the manuscript is accepted, an author may be requested to resubmit the high quality photos.

Image type	Description	Example	Recommended format	Color mode	Resolution
Line art	An image which is composed of line and text and is not contained of tonal or shading areas.		tif. of eps.	Monochrome 1-bit of RGB	900-1200 dpi
Half tone	A continuous tone photograph which does not compose of text.		tif.	RGB of Graycale	300 dpi
Combo	Combination of line art and half tone.		tif. of eps.	RGB of Graycale	500-900 dpi

» Contact Address «
Editorial Staff of JDAT
The Dental Association of Thailand
71 Ladprao 95, Wangtonglang, Bangkok 10310, Thailand.
Email: jdateditor@thaidental.or.th Tel: +669-7007-0341

» Preparation of the Research Articles «

1. Title Page

The first page of the article should contain the following information

- Category of the manuscript
- Article title
- Authors' names and affiliated institutions
- Author's details (name, mailing address, E-mail, telephone and FAX number)

2. Abstract

The abstract must be typed in only paragraph. Only English abstract is required for English article. Both English and Thai abstract are required for Thai article and put in separate pages. The abstract should contain title, objectives, methods, results and conclusion continuously without heading on each section. Do not refer any documents, illustrations or tables in the abstract. The teeth must be written by its proper name not by symbol. Do not use English words in Thai abstract but translate or transliterate it into Thai words and do not put the original words in the parenthesis. English abstract must not exceed 300 words. Key words (3-5 words) are written at the end of the abstract in alphabetical order with comma (,) in-between.

3. Text

The text of the original articles should be organized in section as follows

- Introduction: indicates reasons or importances of the research, objectives, scope of the study. Introduction should review new documents in order to show the correlation of the contents in the article and original knowledge. It must also clearly indicate the hypothesis.

- Materials and Methods: indicate details of materials and methods used in the study for readers to be able to repeat such as chemical product names, types of experimental animals, details of patients including sources, sex, age etc. It must also indicate name, type, specification, and other information of materials for each method. For a research report performed in human subjects, human material samples, human participants and animal samples, authors should indicate that the study was performed according to the Experiment involving human or animal subjects such as Declaration of Helsinki 2000, available at: https://www.wma.net/what-we-do/medical-ethics/declaration-of-helsinki/doh-oct2000/, or has been approved by the ethic committees of each institute (*ethic number is required).

- Results: Results are presentation of the discovery of experiment or researches. It should be categorized and related to the objectives of the articles. The results can be presented in various forms such as words, tables, graphs of illustrations etc. Avoid repeating the results both un tables and in paragraph =. Emphasize inly important issues.

- Discussion: The topics to be discussed include the objectives of the study, advantages and disadvantages of materials and methods. However, the important points to be especially considered are the experimental results compared directly with the concerned experimental study. It should indicate the new discovery and/or important issues including the conclusion from the study. New suggestion problems and informed in the discussion and indicate the ways to make good use of the results.

- Conclusion: indicates the brief results and the conclusion of the analysis.

- Acknowledge: indicates the institute or persons helping the authors, especially on capital sources of researches and numbers of research funds (if any).

- Conflicts of interest : for the transparency and helping the reviewers assess any potential bias. JDAT requires all authors to declare any competing commercial interests in conjunction with the submitted work.

- Reference: include every concerned document that the authors referred in the articles. Names of the journals must be abbreviated according to the journal name lists n "Index Medicus" published annually of from the website http://www.nlm.hih.gov

» Writing the References «

The references of both Thai and English articles must be written only in English. Reference system must be Vancouver reference style using Arabic numbers, making order according to the texts chronologically. Titles of the Journal must be in Bold and Italics. The publication year, issue and pages are listed respectively without volume.

Sample of references from articles in Journals

- Authors

Zhao Y, Zhu J: *In vivo* color measurement of 410 maxillary anterior teeth. ***Chin J Dent Res*** 1998;1(3):49-51.

- Institutional authors

Council in Dental Materials and Devices. New American Dental Association Specification No.27 for direct filling resins. ***J Am Dent Assoc*** 1977;94(6):1191-4

- *No author*

Cancer in South Africa [editorial]. ***S Afr Med J*** 1994:84:15

Sample of references from books and other monographs

- Authors being writers

Neville BW, Damn DD, Allen CM, Bouquot JE. Oral and maxillofacial pathology. Philadelphia: WB Saunder; 1995. P. 17-20

- Authors being both writer and editor

Norman IJ, Redfern SJ, editors. Mental health care for the elderly people. New York: Churchill Livestone; 1996.

- Books with authors for each separate chapter

- Books with authors for each separate chapter and also have editor

Sanders BJ, Handerson HZ, Avery DR. Pit and fissure sealants; In: McDonald RE, Avery DR, editors. Dentistry for the child and adolescent. 7th ed. St Louis: Mosby; 2000. P. 373-83.

- Institutional authors

International Organization for Standardization. ISO/TR 11405 Dental materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Geneva: ISO; 1994.

Samples of references from academic conferences

- Conference proceedings

Kimura J, Shibasaki H, editors. R The Journal of the Dental Association of Thailand (JDAT): (ISSN 2408-1434) online open access and double-blind peer review journal and also supported by the Dental Association of Thailand advances in clinical neurophysiology. Proceeding of the 10th International Congress of EMG and Clinical Neuro physiology; 1995 Oct 15-19; Kyoto, Japan. Amsterdam; Elsevier; 1996.

- Conference paper

Hotz PR. Dental plague control and caries. In: Lang PN, Attstrom R, Loe H, editors. Proceedings of the European Work shop on Mechanical Plague Control; 1998 May 9-12; Berne, Switzerland. Chicago: Quintessence Publishing; 1998. p. 25-49.

- Documents from scientific or technical reports

Fluoride and human health. WHO Monograph; 1970. Series no.59.

Samples of reference from thesis

Muandmingsuk A. The adhesion of a composite resin to etched enamel of young and old teeth [dissertation]. Texas: The University of Texas, Dental Branch at Houston; 1974.

Samples of reference from these articles are only accepted in electronic format

- Online-only Article (With doi (digital identification object number))

Rasperini G, Acunzo R, Limiroli E. Decision making in gingival rec experience. ***Clin Adv Periodontics*** 2011;1: 41-52. doi:10.1902 cap.2011.1000002.

- Online only article (without doi)

Abood S. Quality improvement initiative in nursing homes: the ANA acts in an advisory role. ***Am J Nurs*** 2002; 102(6) [cited 2002 Aug 12] Available from: http://nursingworld.org/AJN/2002/june/WaWatch.htmArticle

Samples of references from patents/petty patents

- Patent

Pagedas AC, inventor; Ancel Surgical R&D Inc., assignee. Flexible endoscopic grasping and cutting device and positioning tool assembly. United States patent US 20020103498. 2002 Aug 1.

- Petty patent

Priprem A, inventor, Khon Kaen University. Sunscreen gel and its manufacturing process. Thailand petty patent TH1003001008. 2010 Sep 20.

» Preparation of the Review articles and Case reports «

Review articles and case reports should follow the same format with separate pages for abstract, introduction, discussion, conclusion, acknowledgement and references.

» The Editorial and Peer Review Process «

The submitted manuscript will be reviewed by at least 2 qualified experts in the respective fields. In general, this process takes around 4-8 weeks before the author be noticed whether the submitted article is accepted for publication, rejected, or subject to revision before acceptance.

The author should realize the importance of correct format manuscript, which would affect the duration of the review process and the acceptance of the articles. The Editorial office will not accept a submission i the author has not supplied all parts of the manuscript as outlined in this document.

» Copyright «

Upon acceptance, copyright of the manuscript must be transferred to the Dental Association of Thailand.

PDF files of the articles are available at http://www.jdat.org

The price of addition color printing is extra charged 10000 bath/article (vat included).

Note: Color printing of selected article is considered by editorial board. (no extra charge)

» *Updated January, 2021* «

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2565

บทวิทยาการ

The Effects of the Incorporation of Bioactive Glasses and Zinc Oxide Fillers of Dental Provisional Light-polymerized Composite 1
Watcharapon Intra
Jinthana Lapirattanakul
Nisanart Traiphol
Naruporn Monmaturapoj
Pong Pongprueksa

A Comparison of Remineralizing Effect of Resin-modified Glass Ionomer Cement and Resin-modfied Calcium Silicate Cement on Demineralized Dentin 12
Chosita Teerakasemsuk
Rangsima Sakoolnamarka

Effect of Desensitizing Toothpaste Containing Calcium Sodium Phosphosilicate on Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems 18
Warin Sittiwaitayaporn
Natchaya Thitaphanich
Sirivimol Srisawasdi

Survey of Patients' Understanding of Postoperative Self-care Instructions Given by Dental Students 27
Amornluck Tepphabutra
Keskanya Subbalekha

ความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าของนิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาในจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 35
เอกรัตน์ ขันเงิน
เกศกัญญา สัพพะเลข
นันทิกา ทวิชาชาต
ผกาภรณ์ พันธุวดี พิศาลธุรกิจ
อาทิพันธุ์ พิมพ์ขาวขำ
ศิริชัย เกียรติถาวรเจริญ

Contents

Volume 72 Number 1 January - March 2022

Original Article

The Effects of the Incorporation of Bioactive Glasses and Zinc Oxide Fillers of Dental Provisional Light-polymerized Composite 1
Watcharapon Intra
Jinthana Lapirattanakul
Nisanart Traiphol
Naruporn Monmaturapoj
Pong Pongprueksa

A Comparison of Remineralizing Effect of Resin-modified Glass Ionomer Cement and Resin-modfied Calcium Silicate Cement on Demineralized Dentin 12
Chosita Teerakasemsuk
Rangsima Sakoolnamarka

Effect of Desensitizing Toothpaste Containing Calcium Sodium Phosphosilicate on Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems 18
Warin Sittiwaitayaporn
Natchaya Thitaphanich
Sirivimol Srisawasdi

Survey of Patients' Understanding of Postoperative Self-care Instructions Given by Dental Students 27
Amornluck Tepphabutra
Keskanya Subbalekha

Stress and Burnout of Postgraduate Dental Students in Chulalongkorn University 35
Ekkarat Khan-ngern
Keskanya Subbalekha
Nuntika Thavichachart
Pagaporn Pantuwadee Pisarnturakit
Atiphan Pimkhaokham
Sirichai Kiattavorncharoen

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2565

บทวิทยาการ

ผลของกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุกลุ่มไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคม ก่อนและหลังกระบวนการจำลองการแปรงฟัน 45
เบญญาภา ตันตินิกร
บุญฑริก นิยติวัฒน์ชาญชัย

The Influence of Canine Angulation on the Frictional Resistance in Posterior Units 57
Sarawanee Chairat
Paiboon Techalertpaisarn
Pornhathai Liewsaitong
Preeya Suwanwitid
Pimsiri Kanpittaya

Effect of Vitamin C Solution on Microtensile Bond Strength and Fracture Resistance of Non-vital Bleached Tooth Restored with Resin Composite 64
Pimduean Sivavong
Chaiwat Maneenut

A Final Flush with EDTA Effectively Enhances the Disinfection of NaOCl in Non-Instrumented Root Canals 74
Sumana Chetthavatcharapan
Ruchanee Salingcarnboriboon Ampornaramveth
Pavena Chivatxaranukul

การยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณชิดแถบรัดซึ่งยึดด้วยซีเมนต์ต่างชนิด 82
ชวลิต เพียรมี
ทิพวรรณ ธราภิวัฒนานนท์
สมกมล วนิชวัฒนะ

Contents

Volume 72 Number 1 January - March 2022

Original Article

Effect of Surface Polishing and Glazing Procedures on Surface Roughness of Hybrid Resin-ceramic CAD/CAM Materials Before and After Tooth Brushing Simulation 45
Benyapa Tontinikorn
Boondarick Niyatiwatchanchai

The Influence of Canine Angulation on the Frictional Resistance in Posterior Units 57
Sarawanee Chairat
Paiboon Techalertpaisarn
Pornhathai Liewsaitong
Preeya Suwanwitid
Pimsiri Kanpittaya

Effect of Vitamin C Solution on Microtensile Bond Strength and Fracture Resistance of Non-vital Bleached Tooth Restored with Resin Composite 64
Pimduean Sivavong
Chaiwat Maneenut

A Final Flush with EDTA Effectively Enhances the Disinfection of NaOCl in Non-Instrumented Root Canals 74
Sumana Chetthavatcharapan
Ruchanee Salingcarnboriboon Ampornaramveth
Pavena Chivatxaranukul

Inhibition of Enamel Demineralization at the Area Adjacent to Cemented Bands with Different Cements 82
Chawalid Pianmee
Thipawan Tharapiwattananon
Somkamol Vanichvatana

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2565

บทวิทยาการ

The Appropriate Anteroposterior Position of Maxillary Incisor in Thai Adults 93
Naruedol Rattanakornkul
Vorapat Trachoo
Janeta Chavanavesh

Staining of Various Lipsticks on Maxillary Anterior Ceramic Veneers 100
Ratirat Chotipanvidhayakul
Chalermpol Leevailoj
Jeerapa Sripetchdanond
Sirivimol Srisawasdi

ความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาค ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง 114
นภสร พรพิทักษ์สุข
วาริณี ศรีมหาโชตะ
บุญฑริก นิยติวัฒน์ชาญชัย

Comparison of Esthetic Perception of Maxillary Central and Lateral Incisors between Dentists and Laypersons 126
Pastharee Jarusripat
Chalermpol Leevairoj
Sirivimol Srisawasdi

Retention Force and Wear Characteristic of Ball and O-ring Attachment of RetenDent Mini-implant Overdenture System 137
Thanakorn Thimkam
Pravej Serichetaphongse

Effect of Grape Seed Extract and CPP-ACP on Microhardness of Artificial Root Dentin Caries 146
Rangsima Sakoolnamarka
Nattaree Phalittagram

Contents

Volume 72 Number 1 January - March 2022

Original Article

The Appropriate Anteroposterior Position of Maxillary Incisor in Thai Adults
Naruedol Rattanakornkul
Vorapat Trachoo
Janeta Chavanavesh

Staining of Various Lipsticks on Maxillary Anterior Ceramic Veneers
Ratirat Chotipanvidhayakul
Chalermpol Leevailoj
Jeerapa Sripetchdanond
Sirivimol Srisawasdi

Translucency, Degree of Conversion and Microhardness of High Viscosity Bulk-Fill Resin Composites
Napasorn Pornpithaksuk
Varinee Srimahachota
Boondarick Niyatiwatchanchai

Comparison of Esthetic Perception of Maxillary Central and Lateral Incisors between Dentists and Laypersons
Pastharee Jarusripat
Chalermpol Leevairoj
Sirivimol Srisawasdi

Retention Force and Wear Characteristic of Ball and O-ring Attachment of RetenDent Mini-implant Overdenture System
Thanakorn Thimkam
Pravej Serichetaphongse

Effect of Grape Seed Extract and CPP-ACP on Microhardness of Artificial Root Dentin Caries
Rangsima Sakoolnamarka
Nattaree Phalittagram

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

Contents

ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2565

Volume 72 Number 1 January - March 2022

บทวิทยาการ

การเปรียบเทียบความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซิน-คอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม
ศศิประภา คูวัธนไพศาล
วาสนา พัฒนพีระเดช

ความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปาก
จิตรลดา ธนาภินันท์
จินตนา อิทธิเดชารณ
เพ็ญพิชชา วนจันทรรักษ์
ธนพัฒน์ ศาสตระรุจิ

Comparison of Static and Dynamic Compressive Strength between Two Mini-implants: *An In-vitro* Study
Anchisa Weerasubpong
Wareeratn Chengprapakorn
Pravej Serichetaphongse

การยอมรับของเด็กและผู้ปกครอง ผลข้างเคียง และผลการยับยั้งฟันผุต่อการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในฟันน้ำนมซี่หน้าบนของเด็กก่อนวัยเรียนที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทันตกรรม ในเขตอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่
จารุวรรณ ตันบุญ
ดรุณี โอวิทยากุล
อารีรัตน์ นิรันต์สิทธิรัชต์

ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีของสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก : การศึกษาในห้องปฏิบัติการ
ธัญชนก ปุรณะภักดี
ชัยวัฒน์ มณีนุษย์
สายใจ มธุราสัย
ศันศนีย์ ตันติศิระ
ชนกกานต์ ธงสมบัติ

Original Article

154 **Comparison on Edge Strength of High Strength Flowable Resin Composites, Conventional Resin Composites, and Conventional Flowable Resin Composites**
Sasiprapa Koowatanapaisal
Vasana Patanapiradej

163 **Cytotoxicity of *Melaleuca Cajuputi Powell* and *Cymbopogon Citratus Essential* Oil Formulated in Alcohol-free Mouthwash on Oral Fibroblast Cell**
Jidlada Thanabhinunt
Chintana Itthidecharon
Phenphichar Wanachantararak
Thanapat Sastraruji

173 **Comparison of Static and Dynamic Compressive Strength between Two Mini-implants: *An In-vitro* Study**
Anchisa Weerasubpong
Wareeratn Chengprapakorn
Pravej Serichetaphongse

183 **Acceptance of Children and Parents, Adverse Effects and Caries Arresting Effect of Silver Diamine Fluoride Therapy on Upper Anterior Primary Teeth of Preschool Children with Limiting Access to Dental Service in Muang District, Chiang Mai Province**
Jaruwan Tanboon
Darunee Owittayakul
Areerat Nirunsittirat

196 **Reliability and Validity in Color Measurement of Spectrophotometer and Intraoral Scanners : *In vitro* Study**
Tanchanok Puranapakdee
Chaiwat Maneenut
Saijai Mathurasai
Sansanee Tantisira
Chanokkarn Thongsombut

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

Contents

ปีที่ 72 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2565

Volume 72 Number 1 January - March 2022

บทวิทยาการ | **Original Article**

ผลของยาสีฟันฟลูออไรด์ผสมอาร์จินีนต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟัน 205 **The Effect of Arginine Containing Fluoride Toothpaste on the Change of Surface Microhardness of Artificial Root Dentin Caries**
ณัฐวุฒิ บริกุล
จารุพรรณ อุ่นสมบัติ
มุรธา พานิช
Nattawut Borikul
Charuphan Oonsombat
Muratha panich

การกลับมามีฟันผุในผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบ: การศึกษาย้อนหลัง 215 **Caries Relapse after Dental Treatment under General Anesthesia in Pediatric Patient: A Retrospective Cohort Study**
เมธาพร ทรงเวชเกษม
จิณห์นิภา โรจน์สวัสดิ์สุข
ภัสสร สุนทรพรศิลป์
ภูริณัฐ รัตนพันธุ์
วิวัฒน์ ลี้ตระกูลนำชัย
ศิริพร ส่งศิริประดับบุญ
Methaphon Songvejkasem
Jinnipa Rojsawatsuk
Patsorn Sunthornpornsin
Phurinut Rattanaphun
Wiwat Leetrakulnumchai
Siriporn Songsiripradubboon

ผลของการปนเปื้อนสารระงับอาการเสียวฟันต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคและความแข็งแรงยึดติดของเนื้อฟันเมื่อใช้สารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน 230 **Effect of Desensitizing Agent Contamination on Microleakage and Dentin Bond Strength Using Two-step Self-etch Adhesive**
ปรัชญา บุญสอง
รังสิมา สกุลณะมรรคา
Pratya Boonsong
Rangsima Sakoolnamarka

แก้คำผิด 240 **Erratum**

Front cover image:
adapted from Chains and bacterial biofilm clusters on the infected root canal walls of the initial group. (see *Chetthavatcharapan et al.* pages 78 for details)

Original Article

The Effects of the Incorporation of Bioactive Glasses and Zinc Oxide Fillers of Dental Provisional Light-polymerized Composite

Watcharapon Intra[1], Jinthana Lapirattanakul[2], Nisanart Traiphol[3,4], Naruporn Monmaturapoj[5], Pong Pongprueksa[1]

[1]Department of Operative Dentistry and Endodontics, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Oral Microbiology, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok, Thailand

[3]Laboratory of Advanced Chromic Materials, Department of Materials Science, Faculty of Science, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[4]Center of Excellence on Petrochemical and Materials Technology, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[5]Assistive Technology and Medical Devices Research Center, National Science and Technology Development Agency, Pathumtani, Thailand

Abstract

This study aims to evaluate the effects of the addition of bioactive glasses (45S5, S53P4) and zinc oxide fillers on the mechanical, physical, and antibacterial properties of resin composite. Resin composites incorporated with various fillers (15wt% 45S5, 15wt% S53P4, and 1wt% ZnO) were produced. The mechanical properties (flexural strength, flexural modulus, and fracture toughness), physical properties (water sorption, and water solubility), depth of cure, and antibacterial property of these experimental composites were compared with a SiO_2 composite and a commercial Systemp onlay. Both 15wt% bioactive glass sample groups showed significantly lower flexural strength, flexural modulus, and fracture toughness than the 1wt% ZnO and SiO_2 groups. The incorporated 45S5 bioactive glass composite had the highest water sorption. The Systemp onlay displayed the highest water solubility, while the S53P4 bioactive glass group indicated a negative solubility. The depth of cure was deepest in the Systemp onlay and the shallowest in the ZnO composite. All experimental composites did not demonstrate antibacterial effects against *Streptococcus mutans.* The addition of 15wt% bioactive glasses negatively impacted the mechanical properties, physical properties, and depth of cure of resin composite. None of the filler materials enhanced the antibacterial properties of resin composites.

Keywords: 45S5 bioactive glass, Flexural strength, Fracture toughness, S53P4 bioactive glass, Zinc oxide

Received Date: Feb 22, 2021 **Revised Date:** Mar 12, 2021 **Accepted Date:** May 4, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.1

Correspondence to:
Pong Pongpruksa, Department of Operative Dentistry and Endodontics, Faculty of Dentistry, Mahidol University, 6 Yothi Rd., Ratchathewi, Bangkok, 10400 Thailand. Tel: 096-745-9977 E-mail: pong.pon@mahidol.edu

Introduction

Visible light-cured composite is a recent development which is gaining popularity in the field of dentistry. The goals of this innovation are to improve the mechanical, antibacterial, and biocompatibility properties, which are essential in various applications of dental work. Provisional composite materials have evolved rather extensively with advancements in their handling, controllable working time,[1] addition of antimicrobial agents, and ease of placement and removal in one piece.[2]

Resin composite with antibacterial properties has been a subject of interest, with attempts to incorporate various antibacterial agents in the material.[3] One example of such agents is triclosan which displays broad-spectrum antimicrobial activity with a favourable safety profile. Unfortunately, there has been some evidence suggesting that triclosan is linked to hormonal disruption and an increased risk of breast cancer.[4]

To address these concerns, researchers have been looking into bioactive glass, which has widely been studied and used in oral surgery as a bone replacement. A couple of recent studies that investigated the addition of bioactive glass in resin composite showed favourable biocompatibility, stable mechanical properties, the ability to inhibit bacterial growth, and the potential to promote dentin remineralization.[5,6]

Besides bioactive glass, zinc oxide (ZnO) nanoparticles have also received much interest in multiple fields of research. Materials incorporated with this metal oxide have exhibited superior antibacterial and disinfecting properties, which has led to them being widely used in numerous kinds of medicines, temporary dental fillings, and dental root canal sealants.[7]

For these promising reasons, it was decided to produce experimental provisional resin composite incorporated with bioactive glasses (45S5 and S53P4) and ZnO nanoparticles. Hence, the purpose of this study was to evaluate the influence of the addition of bioactive glasses and zinc oxide in resin composite on its mechanical, physical, and antibacterial properties, as compared to silicate-filled composite and a commercially available Systemp onlay material. Therefore, the null hypotheses were no significant difference in mechanical, physical and antibacterial properties among the experimental provisional composites and commercial provisional composite.

Materials and Methods

Experimental resin composite preparation

The 45S5 bioactive glass (45% SiO_2, 6% P_2O_5, 24.5% Na_2O, 24.5% CaO) and the S53P4 bioactive glass (53% SiO_2, 4% P_2O_5, 23 Na_2O, 20% CaO) were fabricated by the National Metal and Materials Technology Center, Thailand. The raw materials were mixed together according to the specified ratio, melted in a covered Pt-10%Rh crucible at 1450°C for two hours and then quenched in cold water to produce frit. Fine bioactive glass powder was produced by milling with a zirconia ball to achieve an average particle size (D0.5) of 5.81 µm according to the results of laser diffraction (Mastersizer 2000, Malvern Instruments, UK).

A prepolymerized dimethacrylate was prepared from a mixture of 98 wt% urethane dimethacrylate (UDMA) and 2 wt% trimethylbenzoyl diphenylphosphine oxide (TPO). The resin monomer was placed in a polyethylene mould (3x5x14 mm) and polymerized in a light furnace (Lumamat 100, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) for 60 seconds. The polymerized resin was then ball milled in a high energy milling machine (Emax, Retsch, Haan, Germany) and sieved to an average particle of 62.2 µm as determined by laser diffraction (Mastersizer 2000, Malvern Instruments, UK).

Four experimental light-curing composites were produced, each consisting of a proportion of silicon dioxide (SiO2) fillers (0.7µm silanized glass, Esstech, Essington, PA, USA) to make up a total of 25 wt% of fillers as follows: 1) 15 wt% 45S5 bioactive glass (45S5), 2) 15 wt% S53P4 bioactive glass (S53P4), 3) 1 wt% ZnO nanoparticles (particle size 40 nm), and 4) 25 wt% SiO_2. The fillers were mixed with 42 wt% of the prepolymerized dimethacrylate (UDMA). The final resin matrix composed of UDMA and triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) in a 80:20 mixture, TPO, a camphorquinone (CQ) photoinitiator, and ethyl 4-(dimethylamino)benzoate (EDMAB). The individual composition of the experimental composites is shown in Table 1.

Table 1 *Composition breakdown of the experimental resin composites and a commercially available resin (Systemp onlay) used in this study*

Composition[a]	45S5	S53P4	ZnO	SiO_2	Systemp onlay
BAG-45S5	15	-	-	-	-
BAG-S53P4	-	15	-	-	-
ZnO powder	-	-	1	-	-
SiO_2	10	10	24	25	-
Highly dispersed SiO_2, silanized	-	-	-	-	19.4
Prepolymerized dimethacrylate	42	42	42	42	42.7
UDMA	25.2	25.2	25.2	25.2	-
Polyester urethane dimethacrylate	-	-	-	-	29.4
TEGDMA	6.3	6.3	6.3	6.3	-
Ethyl triglycol methacrylate CAS:39670-09-2	-	-	-	-	7.5
CQ	0.5	0.5	0.5	0.5	-
EDMAB	0.5	0.5	0.5	0.5	-
TPO	0.5	0.5	0.5	0.5	-
Catalysts, stabilizers and triclosan	-	-	-	-	1.0
Pigments	-	-	-	-	<0.1

Abbreviations: BAG-45S5, 45%SiO_2, 6%P_2O_5, 24.5%Na_2O, 24.5%CaO; BAG-S53P4, 53%SiO_2, 4%P_2O_5, 23%Na_2O, 20%CaO; ZnO, 40nm Zinc Oxide, CAS: 1314-13-2; SiO_2, 0.7µm silanized glass filler, CAS:65997-17-3; UDMA, urethane dimethacrylate, CAS:72869-86-4; TEGDMA, triethylene glycoldimethacrylate, CAS:109-16-0; CQ, Camphorquinone, CAS:10373-78-1; EDMAB, ethyl 4-(dimethylamino)benzoate, CAS:10287-53-3; TPO, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide, CAS:75980-60-8.

All monomers and photoinitiators were purchased from Sigma-Aldrich (Steinheim, Germany). The experimental resin composite containing 25 wt% SiO_2 filler as well as a commercially available Systemp onlay composite (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were used as controls.

Flexural strength and flexural modulus

Ten samples were prepared for each group by filling a bar-shaped polyethylene mould of the dimensions 2x2x25 mm with the material according to ISO 4049:2008 specifications,[8] covered with a transparent celluloid strip, compressed with a glass plate attached tightly to the mould surface, and excess material was removed. The specimens were light-cured for 20 seconds using a polywave LED curing unit (Bluephase N; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) set to high with an output of around 1100 mW/cm^2, and followed by further polymerization in a light furnace (Lumamat 100; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) for 60 seconds. Finally, all specimens were incubated in water at 37°C for one week, after which their dimensions were verified using a digital caliper (Mitutoyo, Tokyo, Japan).

Samples from each group were subjected to a three-point bending test on a universal testing machine (Model LF Plus; AMETEK Lloyd Instrument, Hampshire, UK), with the distance between the supporting bars set at 20 mm and a crosshead speed of 1 mm/min. The flexural strength (FS) and flexural modulus (FM) were calculated according to the following equations, where F_{max} = ultimate force (N), l = distance between support bars (mm), w = width of the specimen (mm), h = height of the specimen (mm), Flin = force in the linear part of the stress-strain curve (N) and d_{lin} = deflection at F_{lin} (mm):

$$FS = \frac{3F_{max}l}{2wh^2} \qquad FM = \frac{F_{lin}l^3}{4d_{lin}wh^3}$$

Fracture toughness

Another set of ten samples of each material was prepared in a similar manner to that described in the

previous section, with different dimensions measuring 2x1.5x 16 mm. A mini-interfacial Fracture Toughness (mini-iFT) notch was prepared in each sample using a 150 µm ultra-thin diamond blade (M1DO8; Struers, Ballerup, Denmark) at a feed speed of 0.015mm/s and a wheel speed of 1000 rpm water cooling under a stereo-microscope following the protocol from an earlier study.[9] The specimen was transferred to the universal testing machine, with the notch tip facing downwards in the test fixture. The mini-iFT (K_{QvM}) was carried out using a four-point bending test setup with a crosshead speed of 0.05 mm/min.[9] After testing, all fractured specimens were evaluated by scanning electron microscopy (SEM) and the dimensions of the mini-iFT notch were measured (Image-Pro Plus, Media Cybernetics, MD, USA). K_{QvM} was then calculated according to the equations as used in a previous study.[9]

Water sorption and solubility

For this section, seven samples of each group were prepared in the 2x2x25 mm mould and polymerized in the same way as mentioned above. Instead of immediate incubation in water, this group of samples was first dry stored in a desiccator at 37°C for 24 hours, and each sample was weighed until a constant mass (m1) at an accuracy of ±0.1 mg was obtained. Next, the dried samples were placed in distilled water at 37°C for seven days, after which they were removed, air-dried, and weighed to record their mass after saturation with water (m2). The specimens were then placed in the desiccator again until a final constant dry mass (m3) was reached.[10]

The volume (V) of each specimen was determined as follows: ***V = length x height x width***

Water sorption (WS) and water solubility (SL) in µg/mm^3 were calculated according to the equations below:

$$WS = \frac{m2 - m3}{V}$$

$$SL = \frac{m1 - m3}{V}$$

Depth of cure

The solvent dissolution technique was used for testing the depth of cure of the composite samples. Six cylindrical specimens per group were prepared in a mould of 5 mm diameter and 10 mm depth, light-cured for 20 seconds through a glass slide tightly attached on top of the specimens, then immersed immediately in tetrahydrofuran (Ajax Finechem, Inc., Auckland, New Zealand) and stored in the dark at 22°C for 48 hours. After storage, the specimen was dried and the maximum length of the remaining material was measured using a digital caliper and divided by two according to the ISO/DIS 4049 (2008) standard.[8]

Antibacterial property (Direct contact method)

The antibacterial property of the composite materials against *Streptococcus mutans,* a cariogenic pathogen, were tested at two different bacterial concentrations (1x10^5 CFU/ml and 1x10^7 CFU/ml), based on a previously reported protocol[11] with some modifications. Disc-shaped samples of each group were prepared in a mould of 10 mm diameter and 1 mm thickness. Both the top and bottom surfaces were light-cured for 20 seconds using Bluephase N with an output of around 1100 mW/cm^2 and the samples were then sterilized by ultraviolet light.

S. mutans UA159 strain was chosen and grown in brain heart infusion (BHI) broth for 24 hours. 500 µl of the bacterial suspension was transferred into 5 ml of fresh BHI broth and incubated at 37°C, 5% CO_2 until the exponential phase of growth was reached (confirmed by measuring optical density at 590nm; OD590nm=0.40). This *S. mutans* suspension was diluted with BHI broth to two concentrations of viable cells at 1x10^5 CFU/ml and 1x10^7 CFU/ml.

Four disc samples from each group were placed in a 24-well plate (Thermo Fisher Scientific, Jiangsu, China) and 20 µl of the prepared bacterial suspension was added to the surface of each specimen. The same amount of *S. mutans* suspension was also placed in four blank wells to act as the control. Besides, the disks covered with sterilized BHI broth were included to test the sterilization.

To obtain a thin layer of bacteria on the disc samples in order to ensure direct contact between the bacterial cells and the tested surfaces, the suspensions were evaporated by opening the 24-well plate and placing

it in a laminar flow clean bench (NuAire, Inc., Plymouth, USA) for one hour. Upon drying, 520 µl of BHI broth was added to each well and gently mixed for ten minutes. After mixing, 20 µl of the solution from each well was transferred to a new 24-well plate containing 480 µl of BHI broth per well. These two 24-well plates, i.e. plates with and without the specimens, were incubated at 37°C, 5% CO_2 for 18 hours. Lastly, the optical density at 590 nm (OD_{590nm}) for each well was measured using a microplate reader (BioTek ELx800; BioTek Instruments, Inc., Vermont, US).

This entire procedure was independently performed three times to obtain averaged data at OD_{590nm} for each experimental group.

Statistical analysis

All data was subjected to Shapiro-Wilk tests to determine the normality of distribution and the Levene's test to assess the equality of variances. Flexural modulus, water sorption, and depth of cure were analyzed by one-way ANOVA and Tukey's HSD test at a 95% confidence interval ($p<0.05$), while Kruskal Wallis tests were run for the results of water solubility, antibacterial property. These statistical analyses were carried out using IBM SPSS for Windows, version 18.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Measurements of flexural strength and fracture toughness were evaluated by Weibull distribution (with 95% confidence bounds as calculated from R version 3.6.0 with WeibullR and Weibulltools packages).

Results

Flexural strength, flexural modulus, and fracture toughness

The data regarding flexural strength, flexural modulus, and fracture toughness are summarized in Table 2.

Table 2 Flexural strength, flexural modulus and fracture toughness results

Material	Flexural strength			Flexural modulus (GPa)	Fracture toughness		
	β^1 (m)	η^2	Characteristic strength[3]		β^1 (m)	η^2	Characteristic strength[3]
45S5	15.3	36.5	36.5(34.8-38.5)^{B}	1.5 (0.1)^{b}	5.9	1.6	1.6 (1.4-1.8)^{II}
S53P4	12.0	35.8	35.8(33.7-38.3)^{B}	1.5 (0.1)^{b}	14.1	1.6	1.6 (1.5-1.7)^{II}
ZnO	14.5	82.7	82.7(78.5-87.3)^{A}	2.5 (0.2)^{a}	26.2	2.5	2.5 (2.4-2.6)^{I}
SiO_2	12.4	85.6	85.6(80.6-91.2)^{A}	2.2 (0.3)^{a}	7.0	2.8	2.8 (2.5-3.1)^{I}
Systemp onlay	5.9	11.7	11.7(10.3-13.3)^{C}	0.1 (0.01)^{c}	-	-	-

Different letters indicate statistical differences within a column (p<0.05).

1 Beta, shape, slope or modulus of Weibull parameter.

2 Eta, Characteristic life or scale of Weibull parameter.

3 95% confidence interval at Characteristic strength (=63.2% unreliability)

The results of all three tests showed similar trends, where the measurements were significantly higher in the SiO_2 and the ZnO groups compared to both bioactive glass composites 45S5 and S53P4, while the commercial Systemp onlay had the lowest readings ($p<0.001$). However, the mini-iFT of the Systemp onlay could not be evaluated as the specimen did not break under testing. The images from the SEM failure analysis of the representative mini-iFT specimens are presented in Fig. 1.

Water sorption, water solubility, and depth of cure

The measurements of water sorption, water solubility, and depth of cure are shown in Table 3.

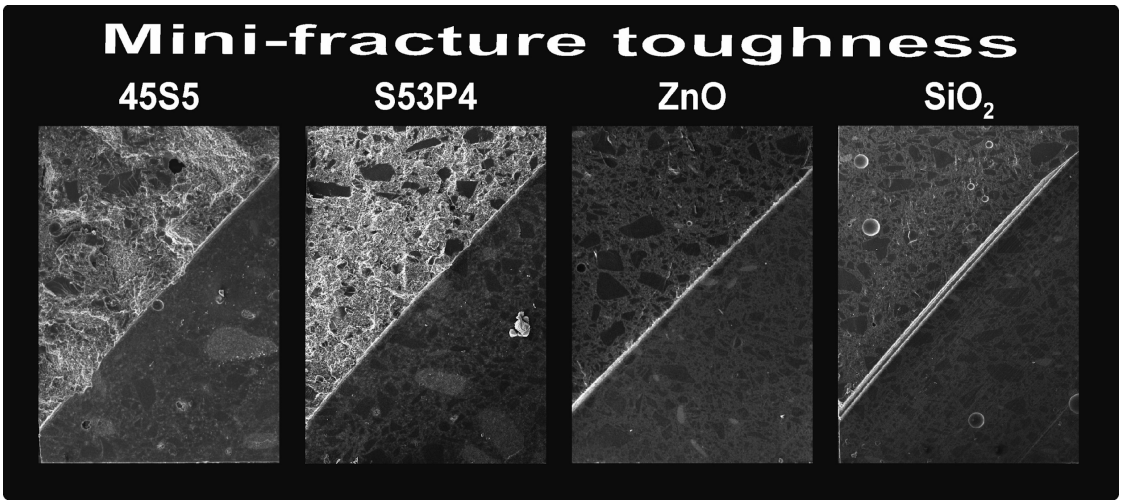


Figure 1 *SEM surface analysis of mini-interfacial fracture toughness specimens*

Table 3 *Values of water sorption, water solubility and depth of cure of the tested materials*

Material	Water sorption ($\mu g/mm^3$)	Water solubility ($\mu g/mm^3$)	Depth of cure (mm)
45S5	63.2 (2.5)^{A}	5.5 (1.7)^{a,b}	3.0 (0.2)^{II,III}
S53P4	56.5 (3.3)^{B}	-10.1 (0.9)^{c}	3.2 (0.3)^{II}
ZnO	20.1 (1.1)^{C}	2.1 (0.8)^{a,b,c}	2.7 (0.2)^{III}
SiO_2	20.8 (1.5)^{C}	0.5 (0.7)^{b,c}	3.9 (0.3)^{I}
Systemp onlay	20.4 (1.7)^{C}	27.9 (2.8)^{a}	4.4 (0.5)^{I}

Different letters indicate statistical differences within a column ($p<0.05$)

The highest water sorption was seen in the 45S5 bioactive glass group (63.2±2.5 $\mu g/mm^3$), which was significantly higher than the S53P4 bioactive glass, the SiO_2, the Systemp onlay, and the ZnO composite in decreasing order, but the latter three composites did not differ significantly between each other.

The highest water solubility was displayed by the Systemp onlay (27.9±2.8 $\mu g/mm^3$), while the lowest was found in the the S53P4 bioactive glass group which recorded negative water solubility values (-10.1±0.9 $\mu g/mm^3$).

Measurements of the depth of cure decreased starting from the Systemp onlay (4.4±0.5 mm), followed by the SiO_2 (3.9±0.3 mm), the S53P4 bioactive glass (3.2± 0.3 mm), the 45S5 bioactive glass (3.0±0.2 mm), and finally the ZnO (2.7±0.2 mm), though the differences between the first two groups and the last two groups were not statistically significant.

Antibacterial properties

The concentration of bacterial cells in suspension was assessed by measurements of optical density. Growth of *S. mutans* in BHI broth after direct contact with the specimens would produce a cloudy appearance in the medium. Hence the absorbance value of each liquid medium at 590 nm would indicate the bacterial turbidity around each sample.

The optical density data are presented in Table 4. For both bacterial concentrations of 10^5 CFU/ml and 10^7 CFU/ml, although the readings in all tested groups were lower than the control, no statistically significant difference was observed between them ($p>0.05$), regardless of whether the samples were present or not.

Table 4 *Optical density readings (at 590 nm) of composite materials after incubation with S. mutans at 10^5 CFU/ml and 10^7 CFU/ml*

Material	Optical density (OD_{590nm})			
	S. mutans 10^5 CFU/ml.		*S. mutans 10^7 CFU/ml.*	
	Presence of tested materials	Absence of tested materials	Presence of tested materials	Absence of tested materials
45S5	0.25 ± 0.02 (0.25)	0.25 ± 0.03 (0.26)	0.30 ± 0.01 (0.29)	0.30 ± 0.02 (0.30)
S53P4	0.25 ± 0.01 (0.25)	0.25 ± 0.01 (0.25)	0.29 ± 0.01 (0.29)	0.30 ± 0.01 (0.30)
ZnO	0.25 ± 0.01 (0.25)	0.25 ± 0.01 (0.25)	0.29 ± 0.01 (0.30)	0.30 ± 0.01 (0.30)
SiO_2	0.27 ± 0.02 (0.26)	0.26 ± 0.01 (0.26)	0.30 ± 0.02 (0.30)	0.30 ± 0.03 (0.29)
Systemp onlay	0.27 ± 0.01 (0.28)	0.27 ± 0.01 (0.27)	0.30 ± 0.01 (0.30)	0.31 ± 0.02 (0.31)
Control	0.30 ± 0.02 (0.30)	0.29 ± 0.03 (0.30)	0.31 ± 0.01 (0.31)	0.32 ± 0.003 (0.32)

mean ± SD (median)

Discussion

This study was carried out to compare the mechanical, physical, and antibacterial properties between provisional composites incorporated with three types of experimental fillers (45S5, S53P4, and zinc oxide nanoparticles) with a SiO_2 composite and a commercial composite Systemp Onlay. The results showed significant differences in terms of flexural strength, flexural modulus, water sorption, water solubility, and depth of cure between the groups. Therefore, all null hypotheses were rejected except for antibacterial properties.

The SiO_2 and the ZnO composites showed equally superior flexural strength, flexural modulus, and fracture toughness than the 45S5 and the S53P4 composites, with the Systemp onlay displaying the lowest values. (Table 2) Flexural strength and flexural modulus do not seem to be influenced by increasing concentrations of ZnO fillers (particle size 20 nm) at 0-5 wt%,[12] which would explain the insignificant differences in these properties between the SiO_2 and the ZnO samples.

The addition of bioactive glass fillers appeared to reduce the flexural strength of the composite material. These results are in accordance with previous studies that found a negative linear correlation between the amount of bioactive glass fillers with the flexural strength and modulus.[13, 14] Par *et al* reported that the flexural strength and modulus decreased when the amount of bioactive glass fillers (particle size 4-13 μm) was increased from 5 to 40 wt%.[13] In contrast, another study showed that the flexural strength and fracture toughness were unaffected by increasing concentrations of bioactive glass (particle size 0.04-3.0 μm) by up to 15 wt%.[5] These conflicting observations could be due to the different manufacturing process and particle size of the bioactive glass fillers.[15, 16] This study utilized a melt-quenching process to produce bioactive glass particles of 5.81 μm in diameter. Nevertheless, the previous studies investigated the experimental composite containing a high concentration of SiO_2,[5,13] while the present study investigated a provisional composite containing only 25 wt% of filler, including 10 wt% of SiO_2 with 15 wt% of bioactive glass. Thus, the low concentration of SiO_2 filler incorporated with bioactive glasses could lead to lower mechanical properties (flexural strength, flexural modulus and fracture toughness).

The lowest values of flexural strength and flexural modulus were displayed by the commercially available Systemp onlay. Interestingly, the fracture toughness could not be recorded as the specimen was bendable and did not break under the test conditions. The fracture toughness test is representative of indentation-induced cracking to characterize the toughness of brittle materials.[17]

To interpret these results, the composition of resin composites should be analyzed. Resin composites

are made up of a diverse range of components which function as monomers, initiators, and fillers. In general, a resin composite with higher filler volume results in higher flexural strength and flexural modulus values,[18] the exception being for bioactive glass fillers as previously mentioned. The filler composition in the Systemp onlay is lower than in the other experimental composites, at 19.4% and 25% respectively.

According to the manufacturer, the Systemp onlay is composed of a dimethacrylate monomer (polyester urethane dimethacrylate) and a monomethacrylate monomer (monofunctional ethyl triglycol methacrylate) but the experimental composites consisted of two dimethacrylate monomers (urethane dimethacrylate and triethylene glycol dimethacrylate) instead. Dimethacrylates differ structurally from monomethacrylates, where the former is made up of cross-linked molecules while the latter is a linear structure.[19] These differences give the Systemp onlay its unique characteristics of being a highly flexible material.

The types and concentrations of initiators in resin composites can also affect their mechanical properties. The Systemp onlay is comprised of 1 wt% of initiators which included a catalyst, a stabilizer, and triclosan. This study chose to use 1.5 wt% of a different variety of initiators (CQ, Lucirin TPO, and EDMAB) in the experimental composites in order to enhance the initial polymerization process. This increased polymerization could have contributed further to the improved mechanical properties in the experimental group.[20]

Water sorption and solubility of resin composites refer to the uptake of water by the material and thedissolution of the material components respectively.[21] Various factors that could affect these properties include the filler content (type, content, concentration, particle size, nature), coupling agent, monomer hydrophobicity and hydrophilicity, solvent type, and polymerization mechanism.[22,23]

Water sorption was significantly higher in the sample of bioactive glass composites compared to the other groups. The results are similar to a previous study that showed increasing water sorption with increasing concentrations of bioactive glass fillers.[24] It can be concluded that this could be due to the highly hydrophilic bioactive glass fillers as compared to SiO_2.[24]

Conversely, water solubility was significantly higher in the Systemp onlay than in the other composites. This could be related to the extent of polymerization as previously discussed. A lower degree of polymerization could lead to a greater amount of leachable monomer components[25] or to more unreacted functional groups suspended from the network.[26] For the S53P4 composite group, a negative water solubility value was recorded. Though this negative value suggests that the water content was not completely removed during the dry storage period, it cannot be concluded that no components eluted from the material either. A plausible explanation would be that the glass particles and ions in the composite material participated in silica gel formation, which often occurs in glass ionomer-based[27, 28] and bioactive glass materials.[29]

Even though these mechanisms should theoretically also occur in the other bioactive glass group of 45S5, a negative water solubility value similar to that of S53P4 was not shown in 45S5. This could simply be due to the higher solubility of the 45S5 particles,[30] or that when water was absorbed by the highly hydrophobic composite, part of the water was bound and entrapped in the resin network.[31]

The parameters that can influence the depth of cure of resin composite are chemical composition (filler and monomer), curing intensity, and curing time.[32] In the present study, standardized monomers, curing intensity, and curing time were used, while only the fillers varied. The filler and monomer compositions are associated with the opacity of the material, which consequently affects its refractive index. A mismatched refractive index between the filler and resin monomer would promote light scattering at the filler-resin interface.[33] The more well-matched the refractive index between the filler and resin monomer, the higher the translucency and light transmittance of the composite material.[34] To illustrate this point, the material refractive indexes of the composite material components in this study are: TEGDMA (1.461), UDMA (1.485), silanized SiO_2 (1.553), and ZnO powder

(1.989).[35] As it was found that the depth of cure was highest in the Systemp onlay and SiO_2 composite groups, this would suggest that the components of the commercial material are of well-matching refractive indices. The groups with bioactive glasses displayed lower curing depths compared to SiO_2, which is in agreement with previous studies.[36] The shallowest depth of cure was seen in the ZnO composite and this can be related to the large difference in the refractive indices between ZnO and the resin monomer as was also noted by other researchers.[12,35,37]

Regarding the antibacterial property testing against *S. mutans* at 10^5CFU/ml and 10^7CFU/ml in this study, though the optical density readings which indicate bacterial growth were lower in the experimental composites compared to the control, they did not reach statistical significance. Bacterial growth was also similar in the presence or absence of the composite samples. (Table 4) Thus, it would seem that the addition of bioactive glasses or ZnO fillers to the resin composite has no effect on its antibacterial properties against *S. mutans.* However, many studies have shown that ZnO has an inhibitory effect on oral bacteria.[38,39] For example, Hojati *et al* reported that their flowable composite samples containing 1 wt% ZnO resulted in reduced colony-forming units of *S. mutans* while 4 wt% ZnO successfully inhibited bacterial growth completely.[12] The possible reasons behind the contrasting results of this study should be explored.

Antibacterial behaviour of resin composites depends on their degradation and ion release. Silver-doped bioactive glass experiments suggest that composite materials containing 2.1 wt% Ag_2O (2.1wt%) exhibited antibacterial properties due to the release of silver ions and did not depend on changes in pH.[3]

The commercial Systemp onlay contains triclosan which is intended to reduce bacterial adhesion on the surface of the material. Again, other authors have validated this property. Using the direct contact method, Slutzky *et al* demonstrated a significant inhibitory effect of Systemp onlay against *S. mutans* growth in suspension even after ageing the material for seven days.[40] It can only be deduced that there were dissimilarities in the methodology regarding the bacterial preparation and result measurement that caused this data to not be in accordance with other studies.

In summary, the addition of bioactive glasses or ZnO filler particles might negatively impact the mechanical and physical properties and not have a positive improvement on the antibacterial properties of resin composite. Therefore, this experimental provisional composite still needs to be improved for achieving an antibacterial property.

Conclusion

1) Resin composite incorporated with 15wt % bioactive glasses (45S5, S53P4) had significantly reduced mechanical properties, physical properties, and depth of cure.

2) The addition of 1 wt% ZnO in the resin composite did not improve its mechanical and physical properties but significantly decreased the depth of cure.

3) All experimental composites and the commercial Systemp onlay did not display antibacterial properties towards *S. mutans.*

Acknowledgements

Our research was partially supported by the Thailand Research Fund (TRF Research Scholar; Project No. RSA6080090). We would also like to express our gratitude to the National Metal and Materials Technology Center (MTEC) for synthesizing the bioactive glasses (45S5 and S53P4) used in our study. The authors declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and publication of this article.

References

1. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. ***Dent Mater*** 2007;23(12):1574-83.

2. von Fraunhofer JA, editor.. Dental materials at a glance. 2nd ed. Oxford, England: Wiley-Blackwell; 2013.

3. Chatzistavrou X, Fenno JC, Faulk D, Badylak S, Kasuga T, Boccaccini AR, *et al.* Fabrication and characterization of bioactive and anti-bacterial composites for dental applications. ***Acta biomaterialia*** 2014;10(8):3723-32.

4. Dinwiddie MT, Terry PD, Chen J. Recent evidence regarding triclosan and cancer risk. ***Int J Environ Res Public Health*** 2014;11(2):2209-17.
5. Khvostenko D, Mitchell J, Hilton T, Ferracane J, Kruzic J. Mechanical performance of novel bioactive glass containing dental restorative composites. ***Dent Mater*** 2013;29(11):1139-48.
6. Chatzistavrou X, Velamakanni S, DiRenzo K, Lefkelidou A, Fenno JC, Kasuga T, *et al.* Designing dental composites with bioactive and bactericidal properties. ***Mater Sci Eng C*** 2015;52:267-72.
7. Kołodziejczak-Radzimska A, Jesionowski T. Zinc oxide—from synthesis to application: a review. ***Materials*** 2014;7(4):2833-81.
8. International Organization for Standardization. ISO 4049 Dentistry - Polymer-based restorative materials. Geneva: ISO; 2008.
9. Pongprueksa P, De Munck J, Karunratanakul K, Barreto B, Van Ende A, Senawongse P, *et al.* Dentin bonding testing using a mini-interfacial fracture toughness approach. ***J Dent Res*** 2016;95(3):327-33.
10. Pieper C, Zanchi C, Rodrigues-Junior S, Moraes R, Pontes L, Bueno M. Sealing ability, water sorption, solubility and toothbrushing abrasion resistance of temporary filling materials. ***Int Endod J*** 2009;42(10):893-9.
11. Huang Qt, He Jw, Lin Zm, Liu F, Lassila LV, Vallittu PK. Physical and chemical properties of an antimicrobial Bis-GMA free dental resin with quaternary ammonium dimethacrylate monomer. ***J Mech Behav Biomed Mater*** 2016;56:68-76.
12. Hojati ST, Alaghemand H, Hamze F, Babaki FA, Rajab-Nia R, Rezvani MB, *et al.* Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles. ***Dent Mater*** 2013;29(5):495-505.
13. Par M, Tarle Z, Hickel R, Ilie N. Mechanical properties of experimental composites containing bioactive glass after artificial aging in water and ethanol. ***Clin Oral Investig*** 2019;23(6):2733-41.
14. Yang SY, Piao YZ, Kim SM, Lee YK, Kim KN, Kim KM. Acid neutralizing, mechanical and physical properties of pit and fissure sealants containing melt-derived 45S5 bioactive glass. ***Dent Mater*** 2013; 29(12):1228-35.
15. Fiume E, Migneco C, Verné E, Baino F. Comparison between Bioactive Sol-Gel and Melt-Derived Glasses/Glass-Ceramics Based on the Multicomponent SiO_2–P_2O_5–CaO–MgO–Na_2O–K_2O System. ***Materials*** 2020;13(3):540.
16. Wajda A, Goldmann WH, Detsch R, Boccaccini AR, Sitarz M. Influence of zinc ions on structure, bioactivity, biocompatibility and antibacterial potential of melt-derived and gel-derived glasses from CaO-SiO_2 system. ***J Non-Cryst Solids*** 2019;511:86-99.
17. Feng Y, Zhang T. Determination of fracture toughness of brittle materials by indentation. ***Acta Mechanica Solida Sinica*** 2015; 28(3):221-34.
18. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. ***J Prosthet Dent*** 2002;87(6):642-9.
19. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. ***PLoS One*** 2018;13(2):e0193162.
20. Grohmann CVS, Soares EF, Souza-Junior EJC, Brandt WC, Puppin-Rontani RM, Geraldeli S, *et al*. Influence of different concentration and ratio of a photoinitiator system on the properties of experimental resin composites. ***Braz Dent J*** 2017;28(6):726-30.
21. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. ***Dent Mater*** 2006;22(3):211-22.
22. Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. ***Dent Mater J*** 2008;27(5):702-9.
23. Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, *et al.* How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. ***Dent Mater*** 2011;27(8):723-47.
24. Par M, Spanovic N, Bjelovucic R, Marovic D, Schmalz G, Gamulin O, *et al.* Long-term water sorption and solubility of experimental bioactive composites based on amorphous calcium phosphate and bioactive glass. ***Dent Mater J*** 2019;38(4):555-64.
25. Pongprueksa P, Miletic V, Janssens H, Van Landuyt KL, De Munck J, Godderis L, *et al.* Degree of conversion and monomer elution of CQ/amine and TPO adhesives. ***Dent Mater*** 2014;30(6):695-701.
26. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Pfeifer CS, Braga RR. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites. ***Dent Mater*** 2013;29(4):398-404.
27. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. ***J Dent Res*** 1997;76(4):883-94.
28. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Romeo A, de la Higuera B, *et al.* Sorption and solubility testing of orthodontic bonding cements in different solutions. ***J Biomed Mater Res B Appl Biomater*** 2006; 76(2):251-6.
29. Renno AC, Bossini PS, Crovace MC, Rodrigues AC, Zanotto ED, Parizotto NA. Characterization and *in vivo* biological performance of biosilicate. ***Biomed Res Int*** 2013;141427.
30. Oonishi H, Hench LL, Wilson J, Sugihara F, Tsuji E, Matsuura M, *et al.* Quantitative comparison of bone growth behavior in granules of Bioglass®, A-W glass-ceramic, and hydroxyapatite. ***J Biomed Mater Res*** 2000;51(1):37-46.
31. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. ***Dent Mater*** 2011;27(2) :197-205.
32. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. ***Oper Dent*** 1994;19(1):26-32.

33. Yoshimura HN, Goldenstein H. Light scattering in polycrystalline alumina with bi-dimensionally large surface grains. ***J Eur Ceram Soc*** 2009;29(2):293-303.
34. Yoshimura HN, Chimanski A, Cesar PF. Systematic approach to preparing ceramic-glass composites with high translucency for dental restorations. ***Dent Mater*** 2015;31(10):1188-97.
35. Wang Z, Lu Z, Mahoney C, Yan J, Ferebee R, Luo D, *et al.* Transparent and high refractive index thermoplastic polymer glasses using evaporative ligand exchange of hybrid particle fillers. ***ACS Appl Mater Interfaces*** 2017;9(8):7515-22.
36. Kattan H, Chatzistavrou X, Boynton J, Dennison J, Yaman P, Papagerakis P. Physical properties of an ag-doped bioactive flowable composite resin. ***Materials*** 2015;8(8):4668-78.
37. Demir MM, Koynov K, Akbey Ü, Bubeck C, Park I, Lieberwirth I, *et al.* Optical properties of composites of PMMA and surface-modified zincite nanoparticles. ***Macromolecules*** 2007;40(4):1089-100.
38. Wanitwisutchai T, Monmaturapoj N, Srisatjaluk R, Subannajui K, Anuwongnukroh N, Dechkunakorn S, *et al.* Antibacterial Properties among Different Concentration of Bioactive Glasses. ***Key Eng Mater*** 2019;814:349-53.
39. Sergi R, Bellucci D, Salvatori R, Maisetta G, Batoni G, Cannillo V. Zinc containing bioactive glasses with ultra-high crystallization temperature, good biological performance and antibacterial effects. ***Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*** 2019;104:109910.
40. Slutzky H, Slutzky-Goldberg I, Weiss E, Matalon S. Antibacterial properties of temporary filling materials. ***J Endod*** 2006;32(3):214-7.

Original Article

A Comparison of Remineralizing Effect of Resin-modified Glass Ionomer Cement and Resin-modified Calcium Silicate Cement on Demineralized Dentin

Chosita Teerakasemsuk[1] and Rangsima Sakoolnamarka[1]

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The purpose of this study was to compare the remineralizing ability of resin-modified glass ionomer cement (RMGIC) and resin-modified calcium silicate cement (RMCSC). Twenty-four permanent molars were cut at the middle third of the occlusal surface and prepared to obtain class I cavity. The class I cavity was divided into three areas for the microhardness test; control area, demineralized area and remineralized area. Nail varnish was coated externally, surrounding the tooth surface and 1/3 of the cavity for the control area. The specimens were subjected to a pH-cycling model, and nail varnish coated another 1/3 of the cavity for the demineralized area. All the specimens were divided into two groups (n=12): RMGIC group and RMCSC group. Each cavity was filled with tested material according to the group. All specimens were immersed in deionized water at 37°C for 30 days. All specimens were embedded in acrylic resin and cut mesiodistally into halves. Knoop microhardness test was performed on each tested area at 20, 40, 60, 100, 150 and 200 µm from restoration margin. Three indentations were made for each level, 100 µm apart. The difference of average knoop microhardness value on each area was calculated. The pair *t*-test was used to compare the depth of remineralization of each material. The independent *t*-test was used to compare the remineralization effect between two materials. The significant level was set at $p<0.05$. The result showed that the depth of remineralization between two materials was not different. The change in microhardness value after remineralization of the RMCSC group was lower than the RMGIC group. From the results of this study, RMGIC seems to be more effective in remineralization than RMCSC.

Keywords: Demineralized dentin, Knoop microhardness, Resin-modified calcium silicate cement, Resin-modified glass ionomer cement

Received Date: Mar 3, 2021 **Revised Date:** Mar 29, 2021 **Accepted Date:** May 17, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.2

Correspondence to:

Chosita Teerakasemsuk, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, Bangkok, 10330 Thailand.

Tel: 02-218-8795, 089-601-1250 Email: oporoporoporopor@yahoo.com

Introduction

Resin-based composite (RBC) has been used as a popular restorative material because it can mimic natural tooth color and adhere to tooth structure using dental adhesive. Secondary caries is one of the most common failures of RBC restoration.[1-3] The setting reaction of RBC is a polymerization reaction causing volumetric shrinkage

of the RBC resulting in stress between restoration and tooth cavity. If shrinkage stress overcomes bond strength, a microgap between the cavity wall and the restoration occurs. Cariogenic bacteria can penetrate underneath the restoration and cause secondary caries.[4] Therefore, using a remineralizing cavity liner may be beneficial for demineralized dentin.

Resin-modified glass ionomer cement (RMGIC) has been used as a cavity liner for a long time. This material can adhere to tooth structures via both a chemical bond and micromechanical retention.[5] Fluoride release is an advantage of glass ionomer cement. It is sustainable for a very long period.[6] Fluoride ions can penetrate demineralized tooth structure and substitute the hydroxyl group resulting in fluorapatite which is less soluble and more caries resistant than hydroxyapatite.[7] There are several studies proving that the hardness of demineralized dentin adjacent to RMGIC increased.[8-10]

Recently, a new type of cavity liner is resin-modified calcium silicate cement (RMCSC). This material was launched to the market in 2011.[11] Calcium silicate is a bioactive material, which can induce apatite crystal formation and thus promote remineralization.[12] The prototype of calcium silicate cement is mineral trioxide aggregate (MTA) which is used in endodontic treatment.[13] However, some of the drawbacks of MTA include a long setting time, risk of tooth discoloration, and a difficult handling characteristic.[14] A later generation of calcium silicate is Biodentine™ (Septodont, Saint Maur-des-Fossés, France) which improved to a shorter setting time, handling and mechanical properties compared with MTA.[15] However, Biodentine™ is weak at the initial setting. In the case of RBC as a definite restoration, the placement of RBC must be delayed for at least two weeks in order to wait for the maturation stage of Biodentine™ which can resist the contraction force of RBC.[16-18] To overcome the limitations of hydraulic calcium silicate cement, RMCSC was introduced. This material is able to release calcium ions resulting in remineralization.[19] The aim of this study was to compare the remineralizing ability of RMGIC and RMCSC.

Materials and Methods

The study protocol was approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2019-031). Twenty-four sound extracted human molars were used. They were stored in 0.1% thymol solution for no longer than two months before use. The teeth were inspected with a stereo microscope (Stereo microscope SZ 61, Olympus, Japan) at 10x magnification. The exclusion criteria were as follows: teeth with carious lesions, restorations, crack lines or other pathology. Each tooth was cut at the middle third of the crown using a slow speed sectioning machine (Isomet precision saw, Buehler, USA) under water coolant. Class I cavity was prepared with cylindrical diamond burs (Jota, Rüthi/SG, Switzerland) size 1 mm. The cavity was 2 mm in depth, 6 mm in length and 4 mm in width. The dimension of the cavity was checked with a digital vernier caliper (Mitutoyo, Japan). After five cavities, the burs were replaced with new ones. After cavity preparation, teeth were ultra-sonicated in distilled water (Branson5210, BRANSONIC, Germany) for five minutes. The teeth were then inspected with a stereomicroscope (Stereo microscope SZ 61, Olympus, Japan) at 10x magnification to check whether there was any pulpal exposure. The specimen was excluded from experiment if any pulpal exposure was detected.

The cavity was divided into three areas for the microhardness test; control area, demineralized area and remineralized area as shown in Figure 1. To protect the external surface and surrounding wall of cavity and control area, two layers of nail varnish (Revlon, USA) were coated without contact to the demineralized and remineralized areas. After the nail varnish was dry, all specimens were immersed in 10 ml demineralizing solution (2.2 mM $CaCl_2$, 2.2 mM NaH_2PO_4 and 50 mM acetic acid, pH 4.8) for 8 hours and 10 ml remineralizing solution (1.5 mM $CaCl_2$, 0.9 mM NaH_2PO_4 and 0.15 mM KCL, pH 7.0) for 16 hours. This procedure was repeated for 14 cycles at room temperature.[20] Demineralizing and remineralizing solutions were prepared by the Department of Biochemistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

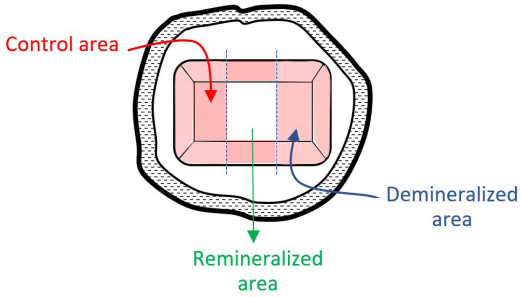


Figure 1 *Diagram of the prepared cavity with three divided area*

After completion of the pH cycling procedure, all specimens were coated with two layers of nail varnish on the demineralized area, and all specimens were randomized into two groups (n=12): Group A, cavities were filled with RMGIC (GC Fuji II LC® Capsule; GC Corp., Tokyo, Japan) and Group B, cavities were filled with RMCSC (Theracal LC®; Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA). The compositions of materials were shown in Table 1. For Group A, the cavities were treated with dentin conditioner for 10 seconds, rinsed with water and gently air dried without desiccation. RMGIC was manipulated according to the manufacturer's instructions, immediately filled the cavities and light cured for 20 seconds using a light curing unit (Elipar TriLight, 3M ESPE, USA). Then the restorations were coated with petroleum jelly. For Group B, the cavities were rinsed with deionized water, a cotton pellet gently absorbed the excess water and material was immediately injected into the cavity by a layering technique. Each layer did not exceed 1 mm. The material was light cured for 20 seconds for each layer. After the filling procedure was done, all specimens were immersed in deionized water at 37 °C for 30 days. Deionized water was renewed every seven days.

Table 1 *Material composition*[21 22]

Materials	Manufacturers	Compositions	Batch numbers
GC Fuji II LC® Capsule (RMGIC)	GC Corp., Tokyo, Japan	Powder: 100% Fluoro aluminosilicate Liquid: 25% distilled water, 24% polyacrylic acid, 6% tartaric acid, 35% 2-hydroxyethyl methacrylate, 0.10% camphorquinone (by weight)	1901161
Theracal LC® (RMCSC)	Bisco Inc.; Schaumburg, IL, USA	44% Portland cement (type III), 7% fumed silica, 3% barium sulfate, 3% bismuth oxide, 43% resins and initiator (by weight)	1900001041
Dentin conditioner	GC Corp., Tokyo, Japan	77% Distilled water, 20% polyacrylic acid, 3% aluminum chloride hydrate	1812111

All specimens were embedded in acrylic resin using a silicone mold, and sectioned mesio-distally into halves using a slow-speed sectioning machine under water coolant. The cut surfaces were polished with silicon carbide paper #800, 1000 and 1200, respectively using a polishing machine (NANO 2000, Pace Technologies, USA). Knoop microhardness test was determined using a force load 10 g for ten seconds on three areas: control area, demineralized area and remineralized area as shown in Figure 2. Indentations were performed in each specimen at 20, 40, 60, 100, 150 and 200 µm from the restoration margin. Three indentations were made at each level, 100 µm apart, to calculate average Knoop microhardness numbers (KHN) at each level.

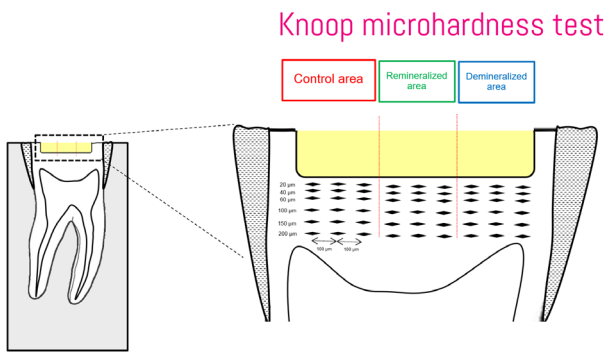


Figure 2 *Area of Knoop microhardness indentation*

Collected data were analyzed using the software SPSS version 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Normality of data was examined by the Shapiro-Wilk test and the equality of variances was tested by the Levene's test. The paired *t*-test was used to compare statistically significant differences of average KHN at each level according to the type of materials. To compare the remineralizing ability between materials, the 'differences' of average KHN (ΔKHN) on the remineralized and demineralized areas at each level were calculated and the independent *t*-test was used. The significant level was set at $p<0.05$.

Results

The Shapiro-Wilk test showed data was normally distributed ($p>0.05$). The results are summarized in Tables 2 and 3. Table 2 showed that the average KHN increased along with the increased distances. Table 3 showed that the ΔKHN [Remin-Demin] of the RMGIC group were higher than the RMCSC group at all distances tested. ΔKHN [Remin-Control] and ΔKHN [Demin-Control] in two groups were negative at all distances tested.

Table 2 *Mean ± SD of KHN of tested materials at 6 distances from restoration margin*

Distance from restoration margin (μm)	RMGIC			RMCSC		
	Control area	Demineralized area	Remineralized area	Control area	Demineralized area	Remineralized area
20	53.63 ± 5.75[a]	11.56 ± 3.37[b]	15.50 ± 3.51[c]	56.04 ± 7.20[a]	10.63 ± 2.31[b]	12.86 ± 2.63[c]
40	56.79 ± 5.14[a]	13.93 ± 4.50[b]	19.42 ± 3.88[c]	57.96 ± 7.00[a]	14.19 ± 3.01[b]	15.14 ± 1.87[c]
60	57.90 ± 6.25[a]	15.97 ± 4.39[b]	22.03 ± 4.29[c]	58.32 ± 6.75[a]	17.31 ± 3.47[b]	18.83 ± 3.78[c]
100	58.64 ± 7.05[a]	24.15 ± 5.02[b]	28.58 ± 5.02[c]	59.92 ± 8.63[a]	31.99 ± 10.46[b]	33.83 ± 11.77[c]
150	59.26 ± 6.91[a]	30.46 ± 4.39[b]	36.40 ± 4.17[c]	60.27 ± 7.97[a]	40.69 ± 10.83[b]	42.45 ± 11.29[b]
200	61.74 ± 7.08[a]	35.82 ± 3.87[b]	43.68 ± 6.38[c]	60.49 ± 7.94[a]	46.00 ± 12.20[b]	49.26 ± 13.83[c]

Within the same row, a different letter indicates statistically significant difference (p<0.05)

Table 3 *Mean ± SD of ΔKHN of tested materials at 6 distances from restoration margin*

Distance from restoration margin (μm)	Remin – Demin		Remin – Control		Demin - Control	
	RMGIC	RMCSC	RMGIC	RMCSC	RMGIC	RMCSC
20	3.94 ± 2.75[a]	2.23 ± 1.32[a]	-38.14 ± 7.46[a]	-43.19 ± 8.06[a]	-42.07 ± 6.85[a]	-45.41 ± 8.20[a]
40	6.05 ± 3.82[a]	0.94 ± 1.49[b]	-36.81 ± 8.09[a]	-42.83 ± 7.72[a]	-42.86 ± 8.17[a]	-43.77 ± 8.37[a]
60	7.23 ± 5.77[a]	1.52 ± 1.94[b]	-34.86 ± 9.20[a]	-39.49 ± 8.20[a]	-42.09 ± 6.93[a]	-41.01 ± 8.04[a]
100	4.43 ± 3.41[a]	1.83 ± 2.80[a]	-30.06 ± 7.71[a]	-26.09 ± 12.83[a]	-34.49 ± 9.35[a]	-27.93 ± 12.44[a]
150	5.94 ± 4.80[a]	1.76 ± 3.12[b]	-22.85 ± 6.84[a]	-17.82 ± 12.32[a]	-28.80 ± 9.31[a]	-19.58 ± 12.09[b]
200	7.86 ± 5.74[a]	3.26 ± 4.13[b]	-18.06 ± 9.16[a]	-11.23 ± 13.38[a]	-25.92 ± 9.87[a]	-14.49 ± 11.75[b]

Within the same row, different letters indicate statistically significant differences (p<0.05)

Discussion

Various studies have used different methods to evaluate remineralization effects. Microhardness test is commonly used for evaluating remineralization of enamel and dentin. There is a correlation between mineral loss and microhardness value; a microhardness test can detect the mineral change in the enamel or the dentin structure.[23,24]

RMGIC has succeeded in dentin remineralization of demineralized dentin. The present study showed that there was an increase of microhardness value on the remineralized area compared with the demineralized area at every distance from the restoration margin. This finding corresponds to previous studies.[9,25,26] This could be explained by the fluoride releasing materials which promote remineralization and inhibit demineralization.[7] Fluoride is one of the components in the powder of GIC. When polyacrylic acid from a liquid component reacts with glass particles, ions are released. The cations (Ca^{2+}, Al^{3+} ions) form cross-linking polyacrylic salt. Fluoride ions do not react and remain in matrix, subsequently leaching out to the environment.[27] Fluoride ions penetrate the dentin and form fluoridated carbonate apatite, which is less soluble than carbonate apatite.[28] The RMGIC used in this study is a restorative type which is more viscous than the liner type. The flowable consistency of the liner type allows for better adaptation to the cavity.[29] However, the present study intended to compare the remineralizing effect between the two materials, the accurate powder/liquid ratio is a more considerable issue.

RMCSC has been indicated as a light-curable MTA cement.[19] Portland cement type III is an active composition of RMCSC. The material does not contain water; therefore the material must be placed on moist dentin to allow for a hydration reaction. When the material is in a moist environment which contains phosphate ions, the hydration reaction occurs and subsequently releases calcium ions.[19,30,31] The amount of calcium ions in demineralized dentin is less than remineralized dentin when contacted to RMCSC.[32] This proved that RMCSC has a remineralizing effect. The present study showed that the ΔKHN [Remin-Demin] was positive at every distance from the restoration margin. However, the ΔKHN [Remin-Demin] value of the RMCSC group was less than the RMGIC group. This suggested that RMGIC could remineralize the demineralized dentin better than RMCSC. Table 2 showed that there were statistical differences of average KHN of demineralized and remineralized dentin in every distance of both materials except for the RMCSC group at 150 μm, which suggested that the depth of remineralization of both materials was 200 μm or more. The average KHN of control and the demineralized area were statistically significant different at every distance of both materials. This can be assumed that the demineralizing depth reached 200 μm. The present study used a pH cycling model as an artificial dentin caries induction method.[20] The formula of solution and protocol used in the present study followed Marquezan *et al.* The authors proved that microhardness of artificial dentin caries induced by a pH cycling model is close to the microhardness of caries-affected dentin and the depth of demineralization was 200 μm.[20]

Both tested materials have a remineralization ability by ion-releasing method. The factor affecting ion-releasing of materials is the composition of two materials. The RMGIC used in this study comprises of 2-HEMA, which is hydrophilic resin, 35% by weight, whereas RMCSC is composed of resin 43% by weight.[33] However, TheraCal LC is composed of 10-30 % resin matrix, which mainly consists of polyethylene glycol dimethacrylate (PEGDMA), and 30-50 % Portland cement which is a calcium ion releasing component.[34] The high resin matrix content of TheraCal LC may limit the ion penetration to surrounding environment.[31]

According to the results shown in Table 3, both tested materials were not able to remineralize the dentin to the same hardness of the control area in every distance. The present study only compared the remineralizing ability between fluoride and calcium ion-releasing material, however the combined effect of the two materials in remineralization is recommended for future study.

Conclusion

Though there are limitations to this study, RMGIC seems to be more effective in remineralization than RMCSC.

References

1. Alvanforoush N, Palamara J, Wong RH, Burrow MF. Comparison between published clinical success of direct resin composite restorations in vital posterior teeth in 1995–2005 and 2006–2016 periods. ***Aust Dent J*** 2016;62(2):132-45.

2. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, *et al.* Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. ***J Dent Res*** 2014;93(10):943-9.
3. Astvaldsdottir A, Dagerhamn J, van Dijken JW, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranaeus S, *et al.* Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review. ***J Dent*** 2015; 43(8):934-54.
4. Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt K. Is secondary caries with composites a material-based problem? ***Dent Mater*** 2015;31(11):e247-e77.
5. Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: A review. ***Int J Adhes Adhes*** 2016;69:33-8.
6. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. ***J Funct Biomater*** 2016;7(3):16.
7. Buzalaf MAR, Pessan JP, Honorio HM, Ten Cate JM. Mechanisms of action of fluoride for caries control. ***Monogr Oral Sci*** 2011;22:97-114.
8. Maneenut C, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Effect of glass ionomer cements on nanohardness of caries-affected dentin. ***Int Chin J Dent*** 2003;3:122-30.
9. Pereira P, Inokoshi S, Yamada T, Tagami J. Microhardness of *in vitro* caries inhibition zone adjacent to conventional and resin-modified glass ionomer cements. ***Dent Mater*** 1998;14(3):179-85.
10. Pereira P, Inokoshi S, Tagami J. *In vitro* secondary caries inhibition around fluoride releasing materials. ***J Dent*** 1998;26(5-6):505-10.
11. Kunert M, Lukomska-Szymanska M. Bio-Inductive Materials in Direct and Indirect Pulp Capping—A Review Article. ***Materials (Basel)*** 2020;13(5):1-20.
12. Prati C, Gandofi MG. Calcium silicate bioactive cements: biological perspectives and clinical applications. ***Dent Mater*** 2015;31(4):351-70.
13. Macwan C, Deshpande A. Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. J Oral Res Rev 2014;6(2):71-4.
14. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. ***J Endod*** 1995;21(7):349-53.
15. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M. MTA versus Biodentine: Review of Literature with a Comparative Analysis. ***J Clin Diagn Res*** 2017;11(8):ZG01-ZG5.
16. Bachoo IK, Seymour D, Brunton P. A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. ***Br Dent J*** 2013;214(2):E5.
17. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A. The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. ***Dent Mater*** 2014;30(3):343-9.
18. Ha HT. The effect of the maturation time of calcium silicate-based cement (Biodentine™) on resin bonding: an *in vitro* study. ***Appl Adhes Sci*** 2019;7(1):1-13.
19. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. ***Int Endod J*** 2012;45(6):571-9.
20. Marquezan M, Correa FN, Sanabe ME, Rodrigues Filho LE, Hebling J, Guedes-Pinto AC, *et al.* Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. ***Arch Oral Biol*** 2009;54(12):1111-7.
21. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. ***Eur J Dent*** 2015;9(2):176-82.
22. About I. Recent Trends in Tricalcium Silicates for Vital Pulp Therapy. ***Curr Oral Health Rep*** 2018;5(3):178-85.
23. Lippert F, Lynch RJ. Comparison of Knoop and Vickers surface microhardness and transverse microradiography for the study of early caries lesion formation in human and bovine enamel. ***Arch Oral Biol*** 2014;59(7):704-10.
24. Darling CL, Le CQ, Featherstone JD, Fried D. An Automated Digital Microradiography System for Assessing Tooth Demineralization. ***Proc SPIE Int Soc Opt Eng*** 2009;7162(1):71620T.
25. Dias GF, Chibinski ACR, Santos FAd, Hass V, Alves FBT, Wambier DS. The hardness and chemical changes in demineralized primary dentin treated by fluoride and glass ionomer cement. ***Rev Odontol UNESP*** 2016;45(1):33-40.
26. Lokhande P, Mangala TM. Microhardness of coronal dentin adjacent to resin-modified glass ionomer and compomer in Class V restorations. ***J Nat Sci Biol Med*** 2019;10(2):127-30.
27. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Marti JM, *et al.* Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. ***Int J Mol Sci*** 2016;17(7):1134.
28. Geiger S, Weiner S. Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass ionomer and dentin. ***Dent Mater*** 1993;9(1):33-6.
29. Bonifácio CC, Amerongen WEv, Meschini TG, Raggio DP, Bönecker M. Flowable glass ionomer cement as a liner: Improving marginal adaptation of atraumatic restorative treatment restorations. ***J Dent Child (Chic)*** 2010;77(1):12-6.
30. Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. ***J Endod*** 2014; 40(11):1846-54.
31. Yamamoto S, Han L, Noiri Y, Okiji T. Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. ***Int Endod J*** 2017;50 Suppl 2:e73-e82.
32. Fathy SM. Remineralization ability of two hydraulic calcium-silicate based dental pulp capping materials: Cell-independent model. ***J Clin Exp Dent*** 2019;11(4):e360-e6.
33. About I. Recent Trends in Tricalcium Silicates for Vital Pulp Therapy. ***Current Oral Health Reports*** 2018;5(3):178-85.
34. Federal Register (USA), "TheraCal LC safety data sheet". 2016;77:pp.1-7.

Original Article

Effect of Desensitizing Toothpaste Containing Calcium Sodium Phosphosilicate on Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems

Warin Sittiwaitayaporn[1], Natchaya Thitaphanich[1], Sirivimol Srisawasdi[2]

[1]Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of a desensitizing toothpaste, containing calcium sodium phosphosilicate, on the microtensile bond strength of adhesive systems treated with dentine. Fifty-two human third molars were embedded into acrylic resin, and cut to expose a flat dentin surface. The specimens were randomly divided into two groups, 1) no brushing, and 2) brushing with Sensodyne Repair & Protect (GSK, London, UK) for 10,000 cycles with a V-8 cross brushing machine (Sabri Dental Enterprise, Inc., USA). Subsequently, both groups were divided into three groups for resin composite build-up using different adhesive agents: OptiBond FL® (Kerr, Orange, CA, USA), Clearfil SE Bond® (Kuraray Medical Inc, Japan), and Single Bond Universal® (3M ESPE, USA). All samples were subsequently sectioned to obtain microtensile test specimen, after which the sectioned sticks in the same tooth were divided into two subgroups: 1) microtensile bond strength test, and 2) thermocycling for 10,000 cycles, followed by microtensile bond strength test. Two-way ANOVA revealed that the μTBS values of each adhesive system was not significantly affected by brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate. After brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate, OptiBond FL® had the highest μTBS value. Clearfil SE bond® showed no significantly different immediate μTBS value compared to Single Bond Universal®, but showed a significantly higher μTBS value than Single Bond Universal® after 10,000-cycle thermocycling. In addition, 10,000-cycle thermocycling significantly decreased the μTBS value of Single Bond Universal® after brushing. In conclusion, desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate had no effect on OptiBond FL® or Clearfil SE bond®, either for immediate μTBS or after 10,000-cycle thermocycling. Meanwhile, Single Bond universal® adhesive showed decreased μTBS after 10,000-cycle thermocycling.

Keywords: Bonding agents, Calcium sodium phosphosilicate, Desensitizing, toothpaste, Microtensile bond strength, Thermocycling

Received Date: Mar 2, 2021 **Revised Date:** Mar 18, 2021 **Accepted Date:** May 17, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.3

Correspondence to:

Warin Sittiwaitayaporn, Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 085-557-8886 E-mail: warinsitti@gmail.com

Introduction

Tooth hypersensitivity is characterized by short sharp pain arising from exposed dentin in response to stimuli that can be thermal, evaporative, tactile, osmotic or chemical[1,2]. It is usually found in a tooth where underlying dentin has been exposed.[3,4] Using desensitizing toothpaste is one of the treatments for tooth hypersensitivity. The advantage of using desensitizing toothpastes is that they are immediately available for treatment when compared to agents applied by a professional.[5] Their function is either to block pulp nerve response or occlude opened dentine tubules.[6,7] To block the nerve, some products contained potassium salts, which are thought to diffuse inside the dentinal tubules and lower the excitability of pulpal nerve fibers.[8] Occlusive therapies for the treatment of dentinal hypersensitivity are frequently used. It was believed that sealing dentinal surface subsided movement of fluid inside the tubules and reduced the sensitivity.[5] Strontium salt provided layers of deposited small particles to block the opened dentinal tubules.[9] However, several clinical trials failed to demonstrate the superior efficacy of strontium-based formulations containing silica over that of conventional fluoridated toothpaste.[10,11] A study reported that arginine-calcium carbonate desensitizing paste provided complete occlusion of open dentinal tubules.[12] There were also in vitro and clinical studies showing that arginine-calcium carbonate toothpastes reduced sensitivity.[6,12,13] Recently, a component of calcium sodium phosphosilicate has been introduced. It has been used as a component in dentifrice to provide relief from dentine hypersensitivity. Several studies have shown that dentifrice containing calcium sodium phosphosilicate formed a deposit over dentine and in the tubules. When calcium sodium phosphosilicate was exposed to saliva, calcium and phosphate ions were released from particles, the pH was increased to facilitate the precipitation of calcium and phosphate from the particles and from saliva to form a calcium phosphate layer on tooth surfaces, or into tubules. This layers crystalized into hydroxycarbonate apatite-like deposits, which were chemically and structurally similar to minerals found in a tooth.[14,15] The study demonstrated that a deposition of calcium sodium phosphosilicate on dentine was more acid-resistant and showed better dentinal tubule occlusion and retention than the application of arginine-containing toothpaste.[16] However, topical desensitizing agent had a temporary effect on occluding the dentinal tubule. If sensitivity persisted or the lesion became more extensive, stronger and more adhesive materials were preferred for longer-lasting desensitization.[17] When extended to consider restorative strategies, resin-based composite restoration has been preferred based on its excellent esthetic properties and good clinical performance in studies one year or more in duration.[3,18] A study showed that using dentifrice was significantly less effective in reducing sensitivity than sealants and the restorative treatment, either in clinical or reported patients.[3] When long-term desensitization using toothpaste fails as the tooth surface loss becomes extensive, definitive restoration of the hypersensitive area using resin composite may be needed. Previous studies showed that the use of desensitizing toothpaste resulted in occlusion of the dentinal tubules, which might affect the bonding performance of subsequent restoration.[18,19] A study found that the microtensile bond strength of adhesive to dentin specimens treated with arginine or strontium acetate desensitizing toothpaste was significantly lower than that of regular toothpaste when using a three-step etch-and-rinse and a self-etch bonding agent.[19] On the other hand, another study showed that prolonged use of desensitizing toothpaste containing 8% arginine/calcium carbonate, 8% strontium acetate and 5% calcium sodium phosphosilicate did not influence the bond strength of a self-etching adhesive system to dentin.[20] Even though there have been studies concerning the effect of desensitizing toothpaste on dental adhesives, very few studies have focused on the effect of calcium sodium phosphosilicate. Therefore, the objective of this study was to evaluate the effect of desensitizing

toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate on microtensile bond strengths of adhesive systems treated to dentin.

Materials and Methods

This study was approved by the ethical committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Thailand (approval number: HREC-DCU 2019-041).

Dentin samples were prepared from 52 permanent third molar teeth extracted with informed consent stored in a 0.1% thymol solution at 4°c and used within three months of extraction. Teeth were carefully inspected using a stereomicroscope (ML 9300; Meiji Techno Co. Ltd., Japan) at 40X magnification to ensure that they were free of caries, cracks or restoration. Teeth were embedded in a self-curing resin with their occlusal surfaces exposed parallel to a horizontal plane at 2 mm below the cemento-enamel junction. Occlusal one-third of the crown was removed perpendicular to the long axis of the tooth using a low-speed diamond saw (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) under running water until the enamel was completely removed. Each tooth was carefully inspected using a stereomicroscope to ensure that it was free of enamel. One percent citric acid solution was used to immerse specimens for 20s and rinsed with distilled water for 20s to open up dentinal tubule to mimic a dentine hypersensitivity scenario. Then, two teeth were confirmed for the tubular opening using a scanning electron microscope (Quanta 250, FEI, Hillsboro, OR, USA). Teeth were randomly divided into two groups; Group A (n=24): non brush (control) and Group B (n=26): brushed with Sensodyne Repair & Protect®. In Group B, teeth were brushed with the dentifrice slurries, which were prepared by diluting 2 g of the dentifrice in 15 ml of distilled water. A toothbrush with bristles of medium hardness was applied to the dentin surface at an inclination of about 90° under a constant loading (200 g) using a speed of 250 cycles/min for 2 minutes with a V-8 cross brushing machine (Sabri Dental Enterprise, Inc., USA). Teeth were brushed with the tested toothpaste twice a day for ten days. To remove excess slurry or aqueous solution, teeth were rinsed using distilled water for 10s. During the brushing procedure, teeth were immersed in artificial saliva except for when being brushed with the brushing machine. After the brushing procedure, two teeth from group B were confirmed for the tubular occlusion using a scanning electron microscope. Both groups A and B were then divided into three groups (n=8 per group) for resin composite build-up using different adhesive agents as follows:

OptiBond FL® (Kerr, Orange, CA, USA): 37.5% phosphoric acid etching gel was applied onto the prepared dentin and allowed to react for 15s, then the specimens were rinsed thoroughly with water and dried with foam pellets. OptiBond FL® primer was applied with a light scrubbing motion for 15s and gently air-dried for 5s until there was no visible movement of liquid. OptiBond FL® adhesive was then applied uniformly creating a thin coating for 15s, then light cured for 20s using a LED light curing unit (Demi Plus, Kerr Corporation, Orange, CA, USA) with 1,100 mW/cm^2 intensity.

Clearfil SE Bond® (Kuraray Medical Inc, Japan) : primer was applied with rubbing motion for 20s, then dried with mild airflow for 10s. After that, adhesive was applied and light cured for 20s.

Single Bond Universal® (3M ESPE, USA) adhesive was applied to the prepared tooth with a rubbing motion for 20s, then gently air dried for approximately 5s to evaporate the solvent and light cured for 20s.

After bonding procedures, a silicone mold with a 14 x 8 x 4 mm^3 opening at the center was placed on the treated dentin. Resin composite (Premise, Kerr, USA) was built up incrementally to 4 mm in height, 2 mm for each layer, onto the treated dentin. Each increment was light-cured with an LED light curing unit (Demi Plus, Kerr Corporation, Orange, CA, USA) with 1,100 mW/cm^2 intensity for 40s from the top, with a light tip held perpendicularly and within 1 mm superior to resin composite. Light output from the light-polymerizing unit was checked using a radiometer (Model 100 Optilux, Kerr, Orange, CA, USA) throughout the experiment.

All samples were stored in water at 37°c for 24 hours, and then mounted onto a low-speed sectioning machine (ISOMET 1000TM, Buehler, USA), which were subsequently sectioned in order to obtain stick-shaped microtensile specimens. Eight sticks from the middle of the dentin portion were selected from each tooth. Every stick was examined using a stereo microscope at 40X to ensure its homogeneity, without bubbles or cracks, and also to verify the exact dimension. All samples were stored in water at 37°c for 24h. Subsequently, the sectioned sticks in the same tooth were divided into two subgroups: 1) microtensile bond strength test and 2) thermocycling for 10,000 cycles between 5°c and 55°c for 30s at each temperature. All stick specimens were attached to the test apparatus using a cyanoacrylate adhesive (Model Repair II Blue, Dentsply-Sankin, Japan) and subjected to microtensile bond strength testing using a universal testing machine (EZ-S; Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) at a cross-head speed of 0.5 mm/min until the bond ruptured. The microtensile bond strength of each specimen was calculated as the ratio of maximum load force at the fracture and cross- sectional bonding area, which was measured in each individual fractured specimen. Specimens with pretest failure were calculated as mean between 0 MPa and the lowest measured value in the specific experimental group.[21] Fracture mode analysis of the bonded dentin surface was performed using a stereo microscope at 40X magnification. Failure mode were classified as follows:

• Adhesive failure: fracture occurred in the adhesive layer, or where adhesive remained on the dentin surface or the resin composite. (>75 % of failure between resin/dentin interface)

• Cohesive failure:

Cohesive failure in dentin: >75 % of fracture or failure occurred within dentin

Cohesive failure in restoration: >75 % of fracture or failure occurred within the resin composite.

• Mixed failure: failure at resin/dentin interface that included cohesive failure of the neighboring substrates.

All data of microtensile bond strength was analyzed statistically using a two-way ANOVA, a Tukey's (HSD) test and a paired sample *t*-test, with significance set at $p<0.05$. All statistical analyses were performed using SPSS 20.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Abbreviation : FL= OptiBond FL® non brush group, FLT= OptiBond FL® non brush group with 10,000-cycle thermocycling, FLB= OptiBond FL® brush group, FLBT= OptiBond FL® brush group with 10,000-cycle thermocycling, SE= Clearfil SE Bond® non brush group, SET= Clearfil SE Bond® non brush group with 10,000-cycle thermocycling, SEB= Clearfil SE Bond® brush group, SEBT: Clearfil SE Bond® brush group with 10,000-cycle thermocycling, SU= Single Bond Universal® non brush group, SUT= Single Bond Universal® non brush group with 10,000-cycle thermocycling, SUB= Single Bond Universal® brush group, SUBT= Single Bond Universal® brush group with 10,000-cycle thermocycling.

Results

The μTBS values of all experimental groups were normally distributed ($p>0.05$). Mean μTBS values and standard deviations of both the brush and the non brush groups in each adhesive system at 24 hours and after 10,000 cycles of thermocycling are summarized in Table 1. Two-way ANOVA revealed that μTBS values of each of the adhesive system were not significantly affected by brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate at both 24-hour water storage ($p=0.857$) and 10,000-cycle thermocycling ($p=0.787$). On the other hand, after brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate, some types of adhesive had a statistically significant effect on μTBS values ($p<0.001$) as shown in Table 2 and 3. According to Tukey's (HSD) test, OptiBond FL® brush groups (FLB,FLBT) gave significant higher μTBS values than Clearfil SE bond® brush groups (SEB,SEBT) ($p=0.036$, $p<0.001$) and Single Bond Universal®

brush groups (SUB,SUBT) (p=0.011, p<0.001). Although SEB showed no significant difference in µTBS values to SUB group (p=0.853) (Table 4), SEBT had statistically significant higher µTBS values than SUBT group (p=0.038) (Table 5). In addition, when focused on the thermocycling effect, 10,000-cycle thermocycling did not significantly affect the µTBS values in OptiBond FL® groups (p=0.06, p=0.284) and Clearfil SE bond® groups (p=0.168 , p=0.414) in both the brush group and the non brush group. In contrast, it significantly affected the µTBS values in Single Bond Universal® groups (p=0.043 , p=0.006). Failure modes are given by group in Figure 1. Adhesive failure was noticed to be a major finding in all testing groups. No pre-test failure was recorded for any other adhesives tested.

SEM images of dentin at 10000x magnification were shown in Figure 2. Picture (a) showed opened dentinal tubule after immersion in a 1% citric acid. Picture (b) showed dentinal tubules occluded with deposits after brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate for 10,000 cycles with V-8 cross brushing machine. All arrows indicated dentinal tubules.

Table 1 *µTBS values of brush and non brush groups in 24-hour water storage and 10,000-cycle thermocycling (means ± standard deviations (MPa) of the different experimental groups*

GROUP	24-HOUR	10,000-CYCLE THERMOCYCLING (T)
FL	$33.05\pm5.37^{A,1}$	$32.08\pm4.97^{a,1}$
FLB	$34.58\pm4.36^{A,1}$	$32.04\pm2.52^{a,1}$
SE	$28.36\pm3.20^{B,1}$	$27.69\pm4.75^{b,1}$
SEB	$30.23\pm3.43^{B,C,1}$	$28.94\pm3.96^{b,1}$
SU	$26.57\pm3.99^{D,1}$	$21.66\pm5.59^{c,2}$
SUB	$27.39\pm4.63^{C,D,1}$	$23.60\pm1.88^{c,2}$

** Similar superscripts capital letters indicate no significant differences between groups at 24-hr (left columns), similar superscript lowercase letters indicate no significant differences between groups after 10,000-cycle thermocycling (right columns), and similar superscript numbers indicate no significant differences between adhesive systems within each group (rows) according to Tukey's (HSD) test (p>0.05)*

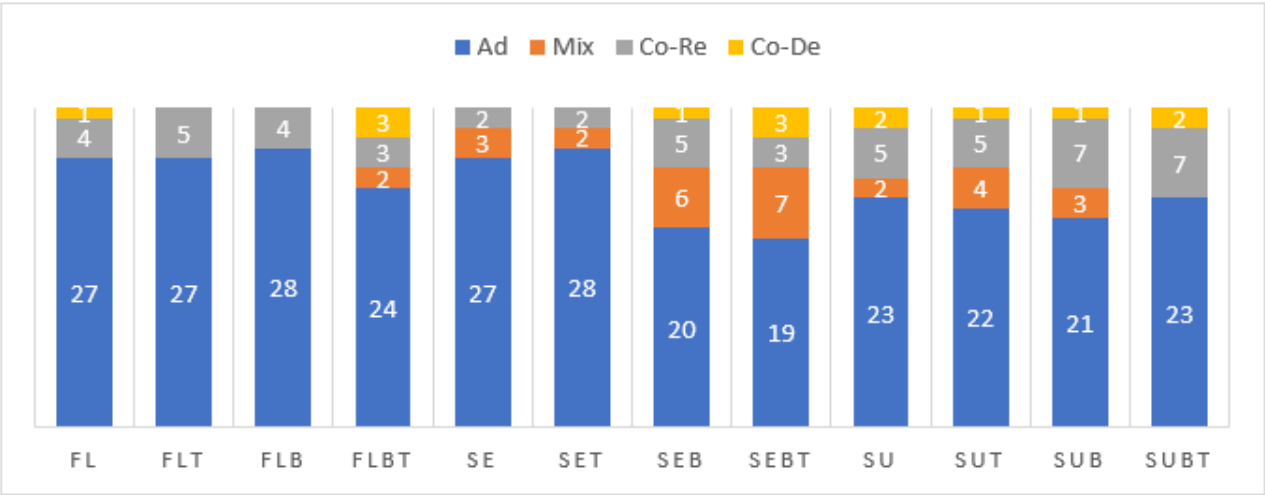


Figure 1 *Failure modes of three types of adhesive systems bonded to dentin at 24-hour water storage and after 10,000-cycle of thermocycling (T)*

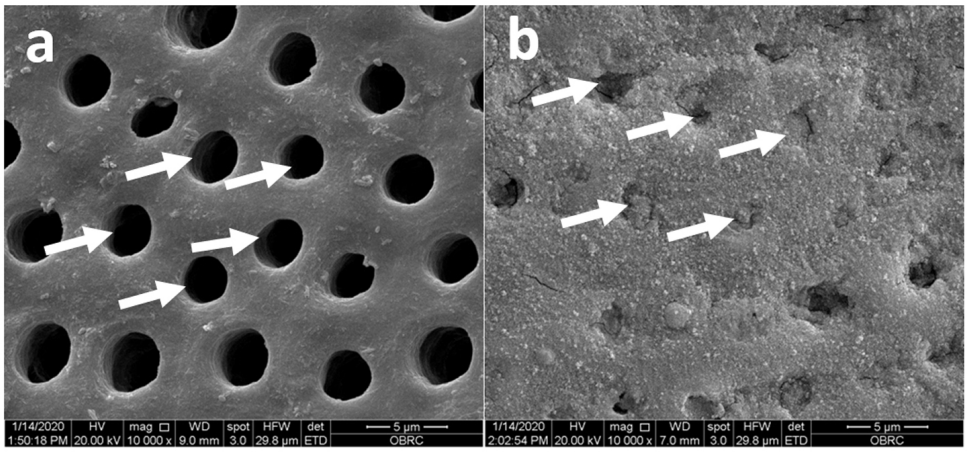


Figure 2 *Representative SEM micrograph of dentinal tubule (a) after immerse in 1% citric acid and (b) after brushing with Sensodyne Repair & Protect® 10,000 cycles with V-8 cross brushing machine (Sabri Dental Enterprise, Inc., USA) (b) (10000x magnification)*

Discussion

This study evaluated the effect of a desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate on the microtensile bond strength of adhesive systems treated to dentine. This desensitizing toothpaste released sodium, calcium, and phosphate ions, which consequently interacted with oral fluids and formed a crystalline hydroxycarbonate apatite (HCA) layer, chemically and structurally similar to natural tooth mineral.[15] A previous study revealed that the mineral deposits formed by calcium sodium phosphosilicate desensitizing toothpastes were unstable[22] and not strong enough to affect the formation of the hybrid layer resulting in no interference on bond strength.[23] This was in agreement with the present study that showed there was no significant difference in the microtensile bond strength of adhesive systems treated to dentin between the groups using desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate compared to non brush group in each adhesive system. It could be explained that phosphoric acid from the OptiBond FL® bonding system probably dissolved the calcium phosphate deposits covering the dentin leading to a reopening of tubules allowing infiltration of resin monomers, favoring the bonding.[22] However, the other two adhesive systems in this study are Clearfil SE bond® and Single Bond Universal®, which were less acidic when compared to phosphoric acid, the mineral deposits formed on the dentin surface were not able to act as a physical barrier and compromised dentin hybridization. In agreement with the study by Aguiar *et al.,* which showed that prolonged use of a desensitizing toothpaste with 5% calcium sodium phosphosilicate had no influence on bond strength of a self-etching adhesive system to dentin.[20]

Besides, desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate had no influence on the 24-hour microtensile bond strength test results of OptiBond FL®, Clearfil SE bond® and Single Bond Universal®. Meanwhile, there was a significant decrease in microtensile bond strength of Single Bond Universal® after 10,000-cycle thermocycling in both brush and non brush groups in this study. Due to different compositions, universal bonding contained mixtures of hydrophilic and hydrophobic components within the same solution which exhibited residual solvents entrapped in the adhesive layer and might increase the permeability of the adhesive layer after polymerization leading to compromised long-term performance.[24] In addition, it was found that MDP chemically bonds to hydroxyapatite resulting in the formation of MDP-Ca salt which contribute to better bond stabiliy.[25] Although Clearfil SE Bond® and Single Bond Universal® contain MDP as a functional monomer, they have different concentrations.

It has been reported that the purity of MDP and its concentration in the adhesive had an influence on the bonding potential.[26,27] A previous study reported that a higher purity MDP is used in Clearfil SE Bond®.[27] According to a study by Yoshida *et al.,* Clearfil SE Bond®, containing MDP in both primer and adhesive, showed more MDP-Ca salt formation than Single Bond Universal® because of the higher concentration of MDP. As a previous study revealed that the higher the concentration of MDP, the more nano-layering intensity was found.[25] Moreover, Single Bond Universal® composed of polyalkenoic-acid copolymer which have been reported to interfere with nano-layering as it competed to react with the same calcium ion depleted from hydroxyapatite as 10-MDP.[25,28] In addition, Nano-layering was discovered not only within the hybrid layer but also extending into the adhesive layer in Clearfil SE Bond®. In Single Bond Universal®, it was found particularly near the dentinal tubule.[25]

Moreover, a SEM image of dentin showed dentinal tubules occluded with deposits after brushing with desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate for 10,000 cycles. However, compositional analysis was not done to identify the nature of minerals occluded in tubules. A previous study revealed that EDX analysis of teeth brushed with calcium sodium phosphosilicate toothpaste showed high amounts of calcium, phosphate and a small amount of silica and titanium at dentine surfaces and tubules.[8,14] A study by Li *et al.* also reported that the formation of calcium phosphate as well as calcium fluoride could occur in fluoridated toothpaste. In addition, the abrasive component in toothpastes may help to form smear layers, which varied widely in composition, and was composed mainly of toothpaste abrasives, on dentin after brushing.[29]

In this present investigation, the microtensile bond strength test was used because the small-sized bonding area could reduce the probability of sample internal defects and provide a more homogenous distribution of stress during loading, therefore, fewer cohesive failures in substrates occured.[30,31] As seen in this study, most failure modes were observed at the adhesive interface which indicated that the value measured when cracked specimen represented a more reliable microtensile strength in nature.[32,33] Moreover, thermocycling was performed at 10,000 cycles in this study to simulate approximately one year of clinically oral function.[34] A study by Ozcan *et al.* found that this method was appropriate in inducing degradation of the composite resin restorations compared to other aging methods. Therefore, it represented a more challenging condition for the material tested.[35] Furthermore, no pretest failure was found. There are some limitations of this *in vitro* study that could not be inferred totally to clinical situations. Moreover, this study investigated particular brands of toothpaste and adhesive systems, so the results of this study might not be inferred to other products.

Conclusion

Desensitizing toothpaste containing calcium sodium phosphosilicate had no effect on OptiBond FL® and Clearfil SE bond® in both immediate microtensile bond strength and after aging by 10,000-cycle thermocycling. Meanwhile, the microtensile bond strength of Single Bond universal® adhesive decreased after 10,000-cycle thermocycling. From the perspective of the clinician, this present study shows that OptiBond FL® and Clearfil SE bond® may be suitable to use as an adhesive system to bond resin composite to dentin in teeth brushed with calcium sodium phosphosilicate toothpaste, however, a study concerning the long-term performance of Single Bond universal® is warranted.

Acknowledgement

The authors sincerely thank the staff of the CU Dental Innovation Center, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University for their assistance in the lab, as well as Assist. Prof. Dr. Soranun Chantarangsu for her expert statistical consultation of this research.

References

1. Parolia A, Kundabala M, Mohan M. Management of dentinal hypersensitivity: a review. ***J Calif Dent Assoc*** 2011;39(3):167-79.
2. Sharif MO, Iram S, Brunton PA. Effectiveness of arginine-containing

toothpastes in treating dentine hypersensitivity: a systematic review. ***J Dent*** 2013;41(6):483-92.

3. Veitz-Keenan A, Barna JA, Strober B, Matthews AG, Collie D, Vena D, *et al.* Treatments for hypersensitive noncarious cervical lesions: a Practitioners Engaged in Applied Research and Learning (PEARL) Network randomized clinical effectiveness study. ***J Am Dent Assoc*** 2013;144(5):495-506.

4. Cuenin MF, Scheidt MJ, O'Neal RB, Strong SL, Pashley DH, Horner JA, *et al.* An *in vivo* study of dentin sensitivity: the relation of dentin sensitivity and the patency of dentin tubules. ***J Periodontol*** 1991; 62(11):668-73.

5. Porto ICCM, Andrade AKM, Montes MAJR. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. ***J Oral Sci*** 2009;51(3):323-32.

6. Cummins D. Dentin hypersensitivity: from diagnosis to a breakthrough therapy for everyday sensitivity relief. ***J Clin Dent*** 2009;20(1):1.

7. Hypersensitivity CABoD. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. ***J Can Dent Assoc*** 2003;69(4):221.

8. Addy M, West N. The role of toothpaste in the aetiology and treatment of dentine hypersensitivity. Toothpastes. 23: Karger Publishers; 2013. p. 75-87.

9. Davies M, Paice EM, Jones SB, Leary S, Curtis AR, West NX. Efficacy of desensitizing dentifrices to occlude dentinal tubules. ***Eur J Oral Sci*** 2011;119(6):497-503.

10. Pearce NX, Addy M, Newcombe RG. Dentin Hypersensitivity - a Clinical-Trial to Compare 2 Strontium Desensitizing Toothpastes with a Conventional Fluoride Toothpaste. ***J Periodontol*** 1994;65(2):113-9.

11. West NX, Addy M, Jackson RJ, Ridge DB. Dentine hypersensitivity and the placebo response - A comparison of the effect of strontium acetate, potassium nitrate and fluoride toothpastes. ***J Clin Periodontol*** 1997;24(4):209-15.

12. Petrou I, Heu R, Stranick M, Lavender S, Zaidel L, Cummins D, *et al.* A breakthrough therapy for dentin hypersensitivity: how dental products containing 8% arginine and calcium carbonate work to deliver effective relief of sensitive teeth. ***J Clin Dent*** 2009;20(1):23.

13. Docimo R, Montesani L, Maturo P, Costacurta M, Bartolino M, Devizio W, *et al.* Comparing the efficacy in reducing dentin hypersensitivity of a new toothpaste containing 8.0% arginine, calcium carbonate, and 1450 ppm fluoride to a commercial sensitive toothpaste containing 2% potassium ion: An eight-week clinical study in Rome, Italy. ***J Clin Dent*** 2009;20(1), 17-22.

14. Wang Z, Jiang T, Sauro S, Pashley DH, Toledano M, Osorio R, *et al.* The dentine remineralization activity of a desensitizing bioactive glass-containing toothpaste: an *in vitro* study. ***Aust Dent J*** 2011;56(4):372-81.

15. Burwell A, Litkowski L, Greenspan D. Calcium sodium phosphosilicate (NovaMin®): remineralization potential. ***Adv Dent Res*** 2009; 21(1):35-9.

16. West N, Macdonald E, Jones S, Claydon N, Hughes N, Jeffery PJTJocd. Randomized in situ clinical study comparing the ability of two new desensitizing toothpaste technologies to occlude patent dentin tubules. ***J Clin Dent*** 2011;22(3):82-9.

17. Orchardson R, Gillam DG. Managing dentin hypersensitivity. ***J Am Dent Assoc*** 2006;137(7):990-8.

18. Pecie R, Krejci I, García-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)—A clinical concept based on the literature review. Part 2: Restoration. ***Am J Dent*** 2011;24(3):183.

19. Saisopa K, Srisawasdi S. Effect of desensitizing toothpaste on microtensile bond strength between resin composite and dentin. ***CU Dent J*** 2014;37.

20. Aguiar JD, de Amorim ACS, Medeiros IS, Souza Júnior MHdS, Loretto SC. Influence of prolonged use of desensitizing dentifrices on dentin bond strength of self-etching adhesive system. ***Int. J. Odontostomat*** 2016;10(1):135-42.

21. Armstrong S, Breschi L, Ozcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on *in vitro* testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (mu TBS) approach. ***Dent Mater*** 2017;33(2):133-43.

22. Yang H, Pei D, Chen Z, Lei J, Zhou L, Huang C. Effects of the application sequence of calcium-containing desensitising pastes during etch-and-rinse adhesive restoration. ***J Dent*** 2014;42(9):1115-23.

23. Marchan SW, D.; Pruszynski, J.; Manwah, T.; Bassaw, V. & Smith W. . The shear bond strengths of composite bonded to dentine following treatment with two dentine occluding desensitizing toothpastes. ***Open J Stomatol*** 2014;4:121-5.

24. Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, *et al.* Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. ***J Dent*** 2014; 42(5):595-602.

25. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, *et al.* Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. ***J Dent Res*** 2012;91(4):376-81.

26. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, *et al.* Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. ***Eur J Oral Sci*** 2017;125(3):215-22.

27. Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Maruo Y, *et al.* Functional monomer impurity affects adhesive performance. ***Dent Mater*** 2015;31(12):1493-501.

28. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. ***J Dent*** 2017;62:72-80.
29. Haoze Li WL, Huan-Jun Zhou, Yuekui Sun, Meili Zhang, Jinfang Wang, Adam Limer, Gareth Owens, Andrew Joiner. *In vitro* dentine tubule occlusion by a novel toothpaste containing calcium silicate and sodium phosphate. ***J Dent*** 2020; 4,100024
30. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. ***Dent Mater*** 1995;11(2):117-25.
31. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, *et al.* Durability of resin-dentin bonds. ***J Adhes Dent*** 1999; 1(3):211-8.
32. Harnirattisai C, Roengrungreang P, Rangsisiripaiboon U, Senawongse P. Shear and micro-shear bond strengths of four self-etching adhesives measured immediately and 24 hours after application. ***Dent Mater*** 2012;31(5):779-87.
33. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. ***Dent Mater*** 2010;26(2):E78-E93.
34. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. ***J Dent*** 1999;27(2):89-99.
35. Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. ***Dent Mater*** 2007;23(10):1276-82.

Original Article

Survey of Patients' Understanding of Postoperative Self-care Instructions Given by Dental Students

Amornluck Tepphabutra[1], Keskanya Subbalekha[1]

[1]Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The aims of this study were to evaluate patients' understanding of postoperative self-care instructions and to compare patients' understanding of the instructions given by undergraduate (UG) with those given by postgraduate (PG) dental students. This was a cross-sectional descriptive study. Self-administered questionnaires were given to patients aged >15 years-old who could read and understand Thai language, after they received postoperative self-care instructions. Sixteen items evaluating their understanding of postoperative self-care were used. Participants received one point for each correct answer. The IBM SPSS Statistics software was used for descriptive and inferential statistical analysis. Two hundred and four patients participated in this study (124 and 80 received instructions from UG and PG dental students, respectively). There were no patients in the low level of understanding (score 0–6); while 76.6 % and 87.5 % of the patients receiving instructions from UG and PG, respectively, were at the good level of understanding (score 12–16). The mean±SD of understanding scores were 12.74±1.74 and 13.16±1.44 in patients receiving instructions from UG and PG, respectively, which was not significantly different when comparing between both groups with the *t*-test (t=1.803, p=0.07). In conclusion, most of the patients receiving instructions from dental students understood postoperative self-care well. There was no difference in the understanding score between the patients receiving instructions from UG or PG dental students.

Keywords: Oral surgery, Patients' understanding, Postoperative complication, Postoperative instruction, Postoperative self-care

Received Date: Mar 15, 2021 **Revised Date:** Apr 2, 2021 **Accepted Date:** May 28, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.4

Correspondence to:
Keskanya Subbalekha, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8581 Email: skeskanya@gmail.com

Introduction

Postoperative bleeding, pain, swelling, and trismus are common complications after minor oral surgical procedures, such as tooth extraction, unerupted/impacted tooth removal, and contouring osseous tissue for dentures.[1] These com-

plications impact the daily activities and the quality of life of a patient.[2,3] In addition to good surgical techniques and experiences of the surgeon, appropriate postoperative self-care can lower the risks and severity of these complications.[4,5]

For bleeding control, patients are advised to bite the gauze roll firmly for an hour. However, prolonged or excessive bleeding can occur if the patient talks or chews the gauze, resulting in gauze displacement. Re-bleeding may occur due to excessive tongue or cheek movement, sucking the surgical wound, constant spitting of their saliva, or forceful gargling. The appropriate use of analgesics is recommended for pain relief. Patients often feel pain when the effect of the anesthetic agent diminishes; the pain intensity is usually high in the first 24 h (maximum at 6 h) postoperatively then gradually subsides.[6,7] The frequent application of an ice pack over the cheek on the surgical side within 48-72 h after the procedure can also reduce postoperative pain and swelling.[8,9] Moreover, patients should resume their routine oral hygiene care as soon as possible, but should refrain from frequent and/or forceful gargling that might dislodge the blood clot.

Clear postoperative self-care instructions should be given to the patients and make sure that they can comprehend and follow the advice. However, the practitioner's communication skills may vary based on their experience level. A study reported that dental students had a moderate level of communication skills.[10] In addition, less than 50 % of primary school-aged patients complied with the post-dental filling instructions given by undergraduate (UG) dental students.[11] At the Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, patients are mainly treated by UG or postgraduate (PG) dental students. The students are taught to give patients appropriate postoperative self-care instructions and are evaluated by supervisors; however, the patients' understanding of the postoperative self-care instructions has never been investigated. To the best of our knowledge, there is no report concerning the understanding of postoperative self-care instructions following oral surgery given by dental students.

The main purpose of this study was to assess the patients' understanding of postoperative self-care instructions. The secondary purpose was to compare the level of understanding between patients receiving the instructions from UG and PG dental students. The results of this study may lead to developing effective postoperative self-care instructions that can minimize the risk or severity of complications, improve the patients' quality of life, and create a positive attitude toward dental treatment.

Materials and methods

This study was a cross-sectional, observational study approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2014-30). Patients receiving treatment at the Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University from 1 June 2014 to 31 August 2014 were invited to participate. The inclusion criteria were patients who had a tooth removed by extraction or surgical removal, aged over 15 years-old, could read and understand Thai language fluently. The exclusion criteria were the patients who did not want to participate in the study.

Data collection

After receiving the postoperative self-care instructions from their operators (UG or PG dental students), patients were asked to complete the questionnaire which was the same for all participants. This self-administered Thai language questionnaire consisted of eight items collecting the patients' demographic information, 16 items evaluating the patient's understanding of postoperative self-care instructions, and three items of postoperative self-care instructions acquisition. The content validity of postoperative self-care instruction (16 items) was performed by two experts in providing post-operative care instructions, one is a member of the Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University and the other is a member of the Department of Public Health, College of Medicine and Public Health, Ubon

Ratchathani University. The reliability of the questionnaire was tested by giving it to 30 patients who had a tooth removed at the Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University. Cronbach's Alpha coefficient was 0.7. The three items of postoperative self-care instructions acquisition included 1) the experience of receiving postoperative self-care instruction, 2) the source of postoperative self-care instruction, and 3) the appropriate media for providing postoperative self-care instruction. The patients could choose more than one answer in the item 2) and 3) of this part.

Understanding postoperative self-care instructions score

The answer choices for the 16 items evaluating patients' understanding were true, false, and do not know. Patient received one point for the correct answer, the "do not know" and incorrect answer resulted in 0 points. The total score was 16 and was categorized into three levels according to the Criterion Reference as: good understanding (12–16 points), moderate understanding (7–11 points), and poor understanding (0–6 points).[12]

Statistical Analysis

The independent variable was the level of the dental students (UG or PG) who gave the postoperative self-care instructions. The dependent variable was the patients' understanding score. The constant variables were the demographic data. Appropriate descriptive and comparative analysis was performed using SPSS® for window version 22.0 (IBM Corp., Armonk, New York, USA). A *p*-value <0.05 was considered significant.

Results

This study consisted of 204 patients, 124 treated by UG and 80 treated by PG. The mean±SD (range) of the patients' age was 21.0±10.6 (15–70) and 23.6±6.9 (15–55) years-old in the UG and PG groups, respectively (Table 1).

Table 1 *Patients' demographic data*

Data	Postoperative self-care instructions by			
	PG students		UG students	
	N (80)	%	N (124)	%
Sex				
Male	33	41.2	52	41.9
Female	47	58.8	72	58.1
Age (year)				
Mean	23.6		21.0	
SD	6.9		10.6	
Range	15-55		15-70	
Marital status				
Single	78	97.5	109	87.9
Married	2	2.5	14	11.3
Widow/Divorced/Separated	0	0	1	0.8
Educational level				
Senior high school/Vocational Certificate	10	12.5	20	16.1
Diploma/Vocational Diploma	3	3.7	6	4.8
Bachelor's Degree	56	70.0	84	67.7
Master's Degree	8	10.0	10	8.1
Doctor's Degree	2	2.5	1	0.8
Other - Junior high school	1	1.3	-	-
- Primary school	-	-	2	1.6
- Dhamma Scholar Intermediate Level	-	-	1	0.8

Table 1 *Patients' demographic data (cont.)*

Data	Postoperative self-care instructions by			
	PG students		UG students	
	N (80)	%	N (124)	%
Occupation				
Government/State-enterprise employee	3	3.8	13	10.5
Student	53	66.2	77	62.1
Househusband/Housewife	2	2.5	4	3.2
Freelance	10	12.5	14	11.3
Business owner	9	11.3	9	7.3
Private employee	3	3.7	7	5.6
Salary (Baht/month)				
< 5,000 (150 USD)	24	30.0	42	33.9
5,000 –10,000 (150-300 USD)	16	20.0	21	16.9
10,000 –20,000 (300-600 USD)	25	31.2	47	37.9
Over 20,000 (600 USD)	15	18.8	14	11.3
Type of operation				
Tooth extraction	11	13.8	56	45.2
Surgical removal of impacted tooth	69	86.2	68	54.8
Have you ever received any treatment at this clinic?				
No (it is my first visit)	47	58.8	72	58.1
Yes	33	41.2	52	41.9
Number of treatment visits at this clinic				
Mean	2		2	
SD	0.5		1.1	
Range	2 - 5		2 - 8	

In each group, approximately 60 % of the patients were female, most were students, with or studying a Bachelor's degree. About 86.2 % and 13.8 % of the patients in the PG group had an impacted tooth removed and tooth extraction, respectively and 54.8 % and 45.2 % of the patients in the UG group had an impacted tooth removed and tooth extraction, respectively. Approximately 40 % of the patients had received treatment at this clinic with an average of two treatment visits. Moreover, 61.2 % and 67.7 % of the patients in the PG and UG groups, respectively, had received postoperative self-care instructions. The main source of instructions was from dentists.

Patients' understanding of postoperative self-care instructions

All 16 items evaluating the patient's understanding of postoperative self-care instructions are shown in Table 2. The mean±SD (range) of the understanding scores were 13.16±1.44 (8–16) and 12.74±1.74 (7–16) in the PG and UG groups, respectively. The scores were not significantly different between the groups when comparison analysis was performed with the *t*-test (t=1.803, p=0.07). The PG group had 87.5 %, 12.5 %, and 0 % in good (score 12-16), moderate (score 7-11), and poor understanding levels (score 0-6), respectively. The UG group had 76.6 %, 23.4 %, and 0 % in good, moderate, and poor understanding levels, respectively. No patient in both groups was in the poor understanding level.

Considering each item of understanding, more than 90 % of the patients gave the correct answers to most of the statements (Table 2).

Table 2 *The number of patients who gave the correct answers for each item of 16 items evaluating the patient's understanding of postoperative self-care instructions*

Items	Postoperative self-care instructions by			
	PG students		UG students	
	N (80)	%	N (124)	%
1. While biting the gauze, I can widely open my mouth while talking .	76	95.0	114	91.9
2. I should bite the gauze firmly for 1-2 h until the bleeding stops.	79	98.8	120	96.8
3. After removing the gauze pack if bleeding continues, I should bite the gauze for another 30 min.	77	96.3	108	87.0
4. I can lick or touch the wound.	78	97.5	118	95.2
5. Immediately after surgery, I can talk (if necessary) but keep biting the gauze securely over the wound.	55	68.8	71	57.3
6. I can spit or rinse my mouth on the surgical day.	67	83.7	95	76.6
7. I can vigorously rinse my mouth with antiseptic mouthwash after surgery.	78	97.5	121	97.6
8. An ice pack on the cheek of the surgical side for 2 days after the surgery can prevent massive swelling.	63	78.8	76	61.3
9. Keeping ice cubes in my mouth can help stop bleeding.	62	77.5	90	72.6
10. I can smoke and drink alcoholic beverages after surgery.	77	96.3	120	96.8
11. The painkiller should be taken with no need to wait until feeling the pain.	34	42.5	71	57.3
12. After surgery, a liquid or soft diet with optimal temperature should be fine.	76	95.0	117	94.4
13. Gentle rinsing the mouth with salt water is appropriate for cleaning the wound.	65	81.3	112	90.3
14. I should refrain from brushing my teeth on the surgery day.	24	30.0	32	25.8
15. I should refrain from biting the lip if the numbness does not go away.	70	87.5	99	79.8
16. I should see the operator if the bleeding persists.	72	90.0	116	93.5

However, only 30 % and 25.8 % of the patients in the PG and UG groups, respectively, gave the correct answer to the statement "I should refrain from brushing my teeth on the surgery day". Moreover, only 42.5 % and 57.3 % of the patients in the PG and UG groups, respectively, responded correctly to the statement "The painkiller should be taken with no need to wait until feeling pain". In addition, 68.8 % and 57.3 % of the patients in the PG and UG groups, respectively, correctly answered the statement "Immediately after surgery, I can talk (if necessary) but keep biting the gauze securely over the wound".

Postoperative self-care instructions acquisition

The patients who had received the postoperative self-care instruction before participating in this study were 67.7 % and 61.2 % in the PG and UG group, respectively. The most common source of postoperative self-care instruction was dentists (62.1 % and 51.2 % in PG and UG group, respectively), followed by radio (11.3 %) and television (10.5 %) in the PG group, and from study class (21.3 %) and magazine/brochure (20.0 %) in the UG group.

Over 90 % of the patients in each group suggested that the appropriate source of postoperative self-care instructions should be verbal advice from dentists (Table 3).

Table 3 *Suggestion of the appropriate source of postoperative self-care instructions*

Items	Postoperative self-care instructions by			
	PG students		UG students	
	N (80)	%	N (124)	%
Dentists' verbal advice	75	93.8	119	96.0
Written Brochure	40	50.0	62	50.0
Video in the waiting room	13	16.3	20	16.1
Board in the waiting room	16	20.0	13	10.5
Others	6	7.5	5	4.0
- Internet	5		1	
- Nurse	1		4	

Half of the patients also suggested a written brochure as a good source for obtaining postoperative self-care instructions.

Discussion

This was a routine to research based study, where the research questions were based on problems encountered in routine treatment.[13] Although the patients received postoperative self-care instructions from the operators, it was found that most patients frequently spit out their saliva, did not bite the gauze firmly, talked while not biting the gauze, and refrained from tooth brushing. These findings raised the question of how well the patients understood the postoperative self-care instructions. The results from this study revealed that most of the patients understood them well. A previous study reported that 80–90 % of patients complied with postoperative self-care instructions following impacted mandibular third molar removal, except for quitting smoking.[14] However, it was beyond the scope of our study to investigate patients' adherence to postoperative self-care instructions.

The dentists' knowledge and experience may influence their communication skills, which impacts patients' understanding. Students who had received communication training had better communication skills compared with untrained students.[15] However, no difference was found in the level of understanding between patients who received postoperative self-care instruction from UG or PG dental students. Two possible explanations might be 1) both student groups learned to give the patient instructions based on the same principle from clinic supervisors since the beginning of their training; moreover, every patient received the same written postoperative self-care instructions or 2) there was an inadequate sample size to detect the difference. The power analysis was done by G*Power program and resulted in 75.18 %. Since there was a limited time frame for this study which was only one semester (three months), only 204 patients met the inclusion criteria. In addition, there are less PG students than UG students which resulted in fewer patients in the PG group compared to the UG group.

Although the majority of the patients understood most of the questions, some of them still misunderstood the instructions about taking analgesics, proper gauze biting, and oral hygiene care. The stress from surgery may interfere with a patient's ability to concentrate on the instructions. Language difficulty or low health literacy may also impede appropriate communication. Blinder *et al.*[16], reported that 60 % of patients remembered the instructions given in both written and verbal forms, 36 % remembered written-only instructions, and 4 % remembered verbal-only instructions. In contrast, Alvira-González and Gay-Escoda[14] found that the style of instruction presentation (verbal, written, or giving additional information)

had no impact on patients' adherence to postoperative self-care instructions. Gheisari *et al.*[17] reported that patients who received verbal instructions reported more intense pain and less satisfaction than those who received both verbal and written instructions.

More than 90 % of the participants suggested that the dentist's verbal advice was the best source of postoperative instruction and half also suggested written instructions. Verbal face-to-face communication provided the patients with an opportunity to clarify any information that they did not understand and to ask additional questions. Importantly, the written instructions should be provided in simple, non-technical language. Pictographs can help patients remember and recall the instructions. Patients had a mean correct recall of 85 % with pictographs and 14 % without.[18] Interestingly, a study found that audiovisual information generated higher levels of anxiety and fear compared with conventional face-to-face verbal information in patients undergoing dental implant treatment.[19]

The findings from this study suggest that after receiving postoperative instructions, the patients' understanding should be verified and corrected before discharge. A checklist of important information should be developed. Alternative information sources, including pictographs, cartoons, and audiovisual materials should be provided and be easily accessible by electronic media, automatic telephone response, or mobile application.

The limitation of this study was that the communication skills of the dental students and the stress and anxiety of the patients were not able to be assessed. Moreover, the limited time frame of this study resulted in a small sample size to detect the different understanding level between the patients receiving postoperative self-care instruction from UG and PG.

Conclusion

Most of the patients receiving instructions from dental students understood the postoperative self-care well. There was no difference in the understanding score between patients receiving the instruction from undergraduate or postgraduate dental students. However, there were some misunderstandings that required correction.

Acknowledgement

We thank Dr.Kevin Tompkins for language editing, Miss Jintana Siriboonpipattana for validating the questionnaire, and Assoc. Prof. Pagaporn Pantuwadee Pisarnturakit for statistical advice.

Funding: This work is supported by the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

References

1. Bui CH, Seldin EB, Dodson TB. Types, frequencies, and risk factors for complications after third molar extraction. ***J Oral Maxillofac Surg*** 2003;61(12):1379-89.

2. Conrad SM, Blakey GH, Shugars DA, Marciani RD, Phillips C, White RP Jr. Patients' perception of recovery after third molar surgery. ***J Oral Maxillofac Surg*** 1999;57(11):1288-94.

3. White RP Jr, Shugars DA, Shafer DM, Laskin DM, Buckley MJ, Phillips C. Recovery after third molar surgery: clinical and health-related quality of life outcomes. ***J Oral Maxillofac Surg*** 2003; 61(5):535-44.

4. Sisk AL, Hammer WB, Shelton DW, Joy ED Jr. Complications following removal of impacted third molars: the role of the experience of the surgeon. ***J Oral Maxillofac Surg*** 1986;44(11):855-9.

5. Kitrueangphatchara K, Songwattana S. Factors associated with complications following impacted mandibular third molar removal. ***Thai J Oral Maxillofac Surg*** 2015;29:20-33.

6. Udompaiboonsuk S. Pain control following impacted third molar surgery by socket irrigation with 4% articaine compared to normal saline: a randomized controlled trial. ***Thai J Oral Maxillofac Surg*** 2019;33:13-9.

7. Kangwannarongkul T, Malungpaishrope R, Kangwannarongkul T, Choosri N, Praisonta S, Saicharoen T, *et al.* Comparison of postoperative pain reduction with preoperative ibuprofen administration before mandibular third molar surgery. ***Thai J Oral Maxillofac Surg*** 2017; 31:107-16.

8. Greenstein G. Therapeutic efficacy of cold therapy after intraoral surgical procedures: a literature review. ***J Periodontol*** 2007;78(5): 790-800.

9. Laureano F Jr, de Oliveira SED, Batista CI, Michener FM. The influence of cryotherapy on reduction of swelling, pain and trismus after third-molar extraction: a preliminary study. ***J Am Dent Assoc*** 2005;136(6):774-8.

10. Memarpour M, Bazrafkan L, Zarel Z. Assessment of dental students' communication skills with patients. ***J Adv Med Educ Prof*** 2016;4(1):33-8.

11. Pisarnturakit PP, Poorisat K, Sunthornrangsan J, Jhunthasiriyakorn A, Bhuridej P. Compliance to Dentist's Suggestion and Dental Services Received in School Dental Clinics: A Retrospective Study. ***J Dent Assoc Thai*** 2011;61(4):244-54.

12. Bloom BS. The 2 Sigma Problem: The Search for Methods of Group Instruction as Effective as One-to-One Tutoring. ***Educ Res*** 1984;13(6):4-16.

13. Seetalanuchit M. R2R: Routine to Research in Educational quality development. ***EAU Heritage Journal Social Science and Humanity*** 2015;5(1):223-8.

14. Alvira-González J, Gay-Escoda C. Compliance of postoperative instructions following the surgical extraction of impacted lower third molars: A randomized clinical trial. ***Med Oral Patol Oral Cir Bucal*** 2015;20(2):e224-30.

15. Mathew T, Shetty A, Shetty C, Narasimhan D, Shetty S, Hegde MN. Comparison of communication skills between undergraduate dental students with and without prior training in effective communication. ***NUJHS*** 2015;5:8-11.

16. Blinder D, Rotenberg L, Peleg M, Taicher S. Patient compliance to instructions after oral surgical procedures. ***Int J Oral Maxillofac Surg*** 2001;30(3):216-9.

17. Gheisari R, Resalati F, Mahmoudi S, Golkari A, Mosaddad SA. Do Different Modes of Delivering Postoperative Instructions to Patients Help Reduce the Side Effects of Tooth Extraction? A Randomized Clinical Trial. ***J Oral Maxillofac Surg*** 2018;76(8):1652.e1-7.

18. Houts PS, Bachrach R, Witmera JT, Tringali CA, Bucher JA, Localio RA. Using pictographs to enhance recall of spoken medical instructions. ***Patient Educ Couns*** 1998;35(2):83-8.

19. Camacho-Alonso F, Vilaplana-Vivo J, Caballero-Guerrero PM, Pato-Mourelo J, Sánchez-Siles M. Impact of audiovisual information on anxiety and fear in patients undergoing dental implant treatment. ***Clin Implant Dent Relat Res*** 2019;21(6):1189-98.

บทวิทยาการ

ความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าของนิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาในจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Stress and Burnout of Postgraduate Dental Students in Chulalongkorn University

เอกรัตน์ ขันเงิน[1], เกศกัญญา สัพพะเลข[2], นันทิกา ทวิชาชาติ[3], ผกาภรณ์ พันธุวดี พิศาลธุรกิจ[4], อาทิพันธุ์ พิมพ์ขาวขำ[2], ศิริชัย เกียรติถาวรเจริญ[5]

Ekkarat Khan-ngern[1], Keskanya Subbalekha[2], Nuntika Thavichachart[3], Pagaporn Pantuwadee Pisarnturakit[4], Atiphan Pimkhaokham[2], Sirichai Kiattavorncharoen[5]

[1]โรงพยาบาลตำรวจ กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[1]Police General Hospital, Bangkok, Thailand.

[2]ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[2]Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[3]ภาควิชาจิตเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[3]Department of Psychiatry, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[4]ภาควิชาทันตกรรมชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[4]Department of Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[5]ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[5]Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษาระดับหลังปริญญาของทันตแพทย์อาจก่อให้ผู้เรียนเกิดความเครียดมากและเครียดต่อเนื่องยาวนานจนกระทั่งเกิดภาวะเหนื่อยล้า ส่งผลให้หมดกำลังใจหรือซึมเศร้าจนไม่สามารถเรียนจบได้ ในปัจจุบันยังไม่มีรายงานถึงระดับความเครียดหรือเหนื่อยล้าของทันตแพทย์ไทยที่กำลังศึกษาในระดับหลังปริญญา งานวิจัยนี้จึงจัดทำขึ้นเพื่อศึกษาระดับความเครียดและภาวะเหนื่อยล้ารวมทั้งปัจจัยที่เกี่ยวข้องของทันตแพทย์ที่กำลังศึกษาต่อในระดับหลังปริญญา โดยเชิญให้นิสิตทันตแพทย์หลังปริญญาที่กำลังศึกษาในคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในช่วงเดือนมกราคม-ตุลาคม 2562 ร่วมตอบแบบสอบถามทางออนไลน์ ทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติเชิงพรรณา การทดสอบไคสแควร์ และการวิเคราะห์การถดถอยโลจิสติกหลายตัวแปร ผลการศึกษาพบว่ามีผู้ตอบแบบสอบถาม 166 คน จากจำนวนนิสิตระดับหลังปริญญาทั้งสิ้น 243 คน (อัตราตอบกลับร้อยละ 68) อายุเฉลี่ย 29 ปี ร้อยละ 74 เป็นผู้หญิง ร้อยละ 24.7 มีความเครียดและเหนื่อยล้าระดับปานกลางถึงรุนแรง ผู้ชายมีความเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างกับผู้หญิง นิสิตในหลักสูตรที่เน้นงานคลินิกมีระดับความเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างกับหลักสูตรที่เน้นงานวิจัย จำนวนชั่วโมงในการทำงานต่อสัปดาห์และภาระงานที่ทำไม่มีผลต่อระดับความเครียดและเหนื่อยล้า นิสิตที่มีความสัมพันธ์ที่ดีกับเพื่อนร่วมงาน และมีงานอดิเรกยามว่างมีระดับความเครียดและเหนื่อยล้าน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P=0.033 และ 0.042 ตามลำดับ) นิสิตที่จบการศึกษาระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิตจากสถาบันอื่นนอกเหนือจากจุฬาฯ และนิสิตที่ไม่ได้รับเงินเดือนประจำ มีแนวโน้มที่จะเกิดความเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่า 2.6 และ 4.0 เท่า ตามลำดับ สรุปได้ว่าจำนวนหนึ่งในสี่ของนิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญามีความเครียดและมีภาวะเหนื่อยล้าปานกลางถึงรุนแรง ปัจจัยที่มีผลต่อความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าคือ การมีรายได้ประจำ ความสัมพันธ์ที่ดีกับเพื่อนร่วมงาน การมีงานอดิเรก และสถาบันที่จบการศึกษาในระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิต

คำสำคัญ: ความเครียด, ภาวะเหนื่อยล้า, นิสิตทันตแพทย์หลังปริญญา, หลักสูตรทันตแพทยศาสตร์หลังปริญญา

Abstract

Studying in postgraduate dental program may cause students excessive and prolonged stress and may result in burnout or emotional exhaustion. The exhausted postgraduate dental students (PG) may feel dispirited or depressed and cannot fulfil their studies. However, the level of stress and burnout in Thai PG has never been reported. Therefore, this study was performed to investigate the level and associated factors of stress and burnout of PG. The self-reported questionnaire created on google platform was sent to PG who were studying in the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (FDCU) during January - October 2019. Descriptive study, Chi-square test, and multiple logistic regression were used for statistical analysis. One hundred and sixty-six questionnaires were returned from total 243 PG (68 % response rate). The average age of respondents was 29 years, 74 % were females, 24.7 % reported moderate and severe stress and burnout. The level of stress was not significantly different when comparing between men and women, also clinical-based course and research-based course. Work hour per week and workload did not affect the stress and burnout level. PG who had good and very good relationship with their colleagues and hobbies had significantly less stress and burnout (P=0.033 and 0.042, respectively). PG who graduated their Doctor of Dental Surgery degree from other universities, not FDCU and who had no monthly salary granted tended to possess stress and burnout 2.6 and 4.0 times, respectively. In conclusion, one-fourth of PG were in moderate to severe stress and burnout. Factors associated with stress and burnout were salary, relationship with colleagues, hobbies, and the graduated universities.

Keyword: Stress, Burnout, Postgraduate dental students, Postgraduate dental curriculum

Received Date: Mar 15, 2021 **Revised Date:** Mar 29, 2021 **Accepted Date:** May 17, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.5

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
เกศกัญญา สัพพะเลข, ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทร. 02-218-8581 E-mail: skeskanya@gmail.com
Correspondence to:
Keskanya Subbalekha, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8581 Email: skeskanya@gmail.com

บทนำ

ความเครียดจากการทำงาน หมายถึงภาวะที่ได้รับแรงกดดันหรือมีสิ่งคุกคามทางจิตใจอันเป็นผลมาจากการทำงาน ซึ่งกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาและส่งผลต่อการทำงานของร่างกายและจิตใจ โดยอาจมีสาเหตุมาจากปัจจัยด้านบุคคลอันได้แก่ อายุ เพศ สถานภาพสมรส ฐานะทางเศรษฐกิจ ศาสนา บุคลิกภาพ เหตุการณ์ที่ก่อให้เกิดความเครียด และปัจจัยการทำงาน ได้แก่ อายุงาน ความสัมพันธ์กับผู้ร่วมงาน ความสัมพันธ์กับผู้บังคับบัญชา สภาพแวดล้อมภายในที่ทำงาน ผลตอบแทนและสวัสดิการ ผลกระทบจากภาวะเครียดและเหนื่อยล้าจะเกิดผลในระดับบุคคล เริ่มตั้งแต่อารมณ์เสีย ขับข้องใจ โกรธ ไม่พอใจกับสิ่งที่ตัวเองมีปัญหาสุขภาพ เคลื่อนไหวช้าลง ป่วย เป็นไข้ ปวดศีรษะ นอนไม่หลับ เริ่มเหนื่อยและเพลีย เป็นต้น จนถึงขั้นอาจมีการใช้สารเสพติด เครื่องดื่มแอลกอฮอล์ สูบบุหรี่ ดื่มกาแฟมากขึ้น มีการต้องพึ่งยานอนหลับ

ในระดับงาน จะส่งผลในด้านความพึงพอใจในงานลดลง ความผูกพันกับองค์กรลดลง[1]

การศึกษาในหลักสูตรทันตแพทยศาสตร์ระดับหลังปริญญามีเป้าหมายให้ผู้เรียนมีทั้งความรู้ทางทฤษฎีและมีความเชี่ยวชาญในการรักษาผู้ป่วย โดยเนื้อหาการเรียนจะมีความเข้มข้นทั้งการบรรยายจากคณาจารย์ การหาความรู้เพิ่มเติมด้วยตนเองและนำเสนอความรู้ เช่น การสัมมนา การอ่านบทวิทยาการที่ทันสมัยและน่าเชื่อถือจากวารสารหรือสื่ออิเล็กทรอนิกส์ การประชุมวิชาการ การเตรียมนำเสนอกรณีผู้ป่วย การฝึกปฏิบัติให้การรักษาผู้ป่วยในคลินิก ตลอดจนการทำงานวิจัย บางหลักสูตรจะต้องมีการหมุนเวียนไปฝึกปฏิบัติงานในสถาบันร่วมอื่น ๆ เป็นระยะ ๆ ผู้เรียนต้องมีความขยันและใช้เวลาส่วนใหญ่ในการหาความรู้ทั้งภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติซึ่งมีความยากและลึกซึ้งมากขึ้นกว่าการเรียนในระดับปริญญาตรี เพื่อให้มีความรู้และความชำนาญในสาขาวิชานั้น ๆ ผู้เรียนอาจรู้สึกเครียดเมื่อผลการศึกษาไม่เป็นไปตามที่ตนเองหรืออาจารย์คาดหวัง ประกอบกับการต้องเปลี่ยนวิถีการดำเนินชีวิต ขาดเวลาพักผ่อน เวลาส่วนตัวที่ลดลง หรือไม่มีเวลาให้คนรอบข้างและครอบครัว ทำให้เกิดความเครียดวิตกกังวล หากมีความเครียดมากเกินไปอย่างต่อเนื่องยาวนานอาจนำมาซึ่งภาวะเหนื่อยล้าหรือหมดไฟ (burnout) ซึมเศร้า (depression) หรือคิดฆ่าตัวตาย[2,3] บางรายอาจไม่สามารถเรียนต่อได้จนจบหลักสูตรซึ่งส่งผลเสียทั้งต่อตนเองและสถาบันต้นสังกัด นอกจากนี้ยังมีรายงานว่าแพทย์ประจำบ้านที่มีภาวะเหนื่อยล้ามีรายงานอุบัติการณ์ของการรักษาที่ผิดพลาดหรือไม่เหมาะสมมากกว่าแพทย์ประจำบ้านที่ไม่มีภาวะเหนื่อยล้า[4,5]

ภาวะความเครียดและเหนื่อยล้าสามารถส่งผลเสียอย่างรุนแรงและเป็นอุปสรรคต่อการเรียนและการรักษาผู้ป่วย จึงควรมีการศึกษาภาวะเครียดและเหนื่อยล้าในนักศึกษาทันตแพทย์ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า นักศึกษาทันตแพทย์มหาวิทยาลัยขอนแก่นชั้นปีที่ 4-6 มีความเครียดอยู่ในเกณฑ์สูงถึงร้อยละ 46 โดยปัจจัยที่มีผลต่อความเครียดคือการถูกเลี้ยงดูแบบควบคุม และเกรดเฉลี่ย[6] การศึกษาในนักศึกษาทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาในมหาวิทยาลัยเอเธนส์ ประเทศกรีก จำนวน 99 คน พบว่ามีภาวะเหนื่อยล้าสูงถึงร้อยละ 40 โดยผู้ที่ศึกษาในหลักสูตรที่เน้นทางคลินิกมีระดับความเครียดมากกว่าหลักสูตรที่ไม่เน้นคลินิกและหลักสูตรปริญญาเอก และไม่พบความแตกต่างระหว่างเพศชายและหญิง[7] การศึกษาในทันตแพทย์หลังปริญญาในอินเดีย 82 คนพบว่า สิ่งที่ทำให้เครียดมากที่สุด 3 ลำดับคือ การสอบและการถูกประเมิน ขาดเวลาพักผ่อน ความรู้สึกว่างานไม่มั่นคงในอนาคต[8] แต่ยังไม่มีการศึกษาถึงระดับความเครียดในนักศึกษาทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาในประเทศไทย

คณะผู้วิจัยจึงได้ทำการวิจัยนี้ขึ้น โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาระดับความเครียดและภาวะเหนื่อยล้า ในนักศึกษาทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาในประเทศไทย รวมทั้งปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับภาวะเครียดและเหนื่อยล้า โดยข้อมูลที่ได้อาจเป็นประโยชน์ในการจัดการเรียนการสอนเพื่อให้ผู้เรียนมีความเครียดไม่มากจนเกินไปและป้องกันการเกิดภาวะเหนื่อยล้า ส่งผลให้มีคุณภาพชีวิตที่ดีในระหว่างที่ศึกษา และลดโอกาสเกิดข้อผิดพลาดในการให้การรักษาผู้ป่วย

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

รูปแบบงานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาภาคตัดขวางแบบสังเกตการณ์ (cross section, observational study)

กลุ่มตัวอย่าง

นิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาที่กำลังศึกษาอยู่ในคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2561 มีจำนวน 243 คน เมื่อคำนวณและกลุ่มตัวอย่างด้วยสูตร $N = Z^2_{\alpha/2}P(1-P)/d^2$ และ $n' = n/[1 +(n-1)/N]$ โดย $Z_{\alpha/2} = 1.96$, $P = 0.17$[7], $d = 0.05$, $N = 243$, n' = Finite sample size พบว่าต้องใช้จำนวนตัวอย่างอย่างน้อย 160 คน

การเก็บข้อมูล

เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บข้อมูล คือ แบบสอบถามที่ส่งทางออนไลน์ให้นิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาฯ ช่วงเดือนมกราคม-ตุลาคม 2562 โดยให้ตอบด้วยความสมัครใจและข้อมูลไม่สามารถระบุถึงตัวผู้ตอบได้ ชุดคำถามประกอบไปด้วยข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบ (demographic data) 8 ข้อ สภาวะของงาน (job circumstance) 6 ข้อ สภาวะส่วนบุคคล (personal circumstances) 4 ข้อ แบบสอบถามวัดความเครียดและความเหนื่อยล้าจากการทำงาน 20 ข้อ ซึ่งสร้างขึ้นโดยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทิกา ทวิชาชาติ และใช้ในงานวิจัยเรื่อง “Prevalence of Occupational Stress and Burnout and the related factor among Cabin Attendant of Thai Airways International Public Company Limited”[1] ได้ผ่านการทดสอบความเที่ยงตรง (content validity) และทดสอบค่าความเชื่อมั่น (reliability) แล้ว โดยค่า Cronbach’s Alpha Coefficient เท่ากับ 0.8385[8] และมีเกณฑ์ในการให้คะแนนตามความถี่คือ คะแนน 0 - ไม่เคยเลย, คะแนน 1 - นาน ๆ ครั้ง (1-2 ครั้ง/เดือน), คะแนน 2 - บางครั้ง (3-4 ครั้ง/เดือน), คะแนน 3 - บ่อย ๆ ครั้ง (2-3 ครั้ง/สัปดาห์) และคะแนน 4 - เป็นประจำสม่ำเสมอเกือบทุกวัน

(≥4 ครั้ง/สัปดาห์) จากนั้นนำคะแนนทุกข้อมารวมกัน และทำการจำแนกเป็นกลุ่มต่อไปดังนี้ คะแนน 0-25 จัดอยู่ในกลุ่มที่สามารถจัดการความเครียดได้ (can cope stress), คะแนน 26-40 จัดอยู่ในกลุ่มที่มีภาวะเหนื่อยล้าเล็กน้อย (mild burnout), คะแนน 41-55 จัดอยู่ในกลุ่มที่มีภาวะเหนื่อยล้าปานกลาง (moderate burnout), คะแนน 56-80 จัดอยู่ในกลุ่มที่มีภาวะเหนื่อยล้ารุนแรง (severe burnout)

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ใช้สถิติเชิงพรรณนาเพื่ออธิบายลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ ความถี่คิดเป็นร้อยละ ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และสถิติเชิงอนุมาน ได้แก่ การทดสอบไคสแควร์ (Chi-square test) ในการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยต่าง ๆ กับระดับความเครียดและเหนื่อยล้า ใช้การวิเคราะห์การถดถอยโลจิสติกหลายตัวแปร (Multiple Logistic Regression) เพื่อทำนายปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อความเครียดและเหนื่อยล้า โดยกำหนดให้ค่าความสัมพันธ์ที่มีระดับนัยสำคัญทางสถิติ P-value < 0.05 โดยใช้คอมพิวเตอร์โปรแกรมสำเร็จรูป SPSS ในการคำนวณ

ข้อพิจารณาด้านจริยธรรม

งานวิจัยนี้ได้รับการรับรองจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการศึกษาวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย หมายเลขโครงการ HREC-DCU 2018-101

ผลการวิจัย

ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง

นิสิตทันตแพทย์หลังปริญญาตอบแบบสอบถาม 166 คน คิดเป็นอัตราตอบกลับร้อยละ 68 เป็นเพศหญิง 123 คน (ร้อยละ 74) อายุเฉลี่ย 29 ปี (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 2.1) ร้อยละ 80.8 มีอายุระหว่าง 25-30 ปี ร้อยละ 92.2 เป็นโสด ร้อยละ 93.3 มีสุขภาพร่างกายแข็งแรงดี ร้อยละ 60.8 จบการศึกษาระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิตจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ร้อยละ 44 ศึกษาในหลักสูตรที่เน้นการทำงานด้านการวิจัย และร้อยละ 56 ศึกษาในหลักสูตรที่เน้นการทำงานด้านคลินิก โดยมีสัดส่วนนิสิตที่กำลังศึกษาในชั้นปีที่ 1, 2, 3 และ 4 เท่ากับร้อยละ 25.9, 32.5, 36.1 และ 5.4 ตามลำดับ (ตารางที่ 1)

ตารางที่ 1 *ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม (จำนวน 166 คน)*

Table 1 *Demographic data of respondent (N=166)*

Demographic Characteristics	Number (Total = 166)	Percentage
Sex		
Male	43	25.9
Female	123	74.1
Age (years)		
25-30	134	80.8
> 30	32	19.2
Marital Status		
Single	153	92.2
Married	13	7.8
Systemic disease		
No	155	93.4
Yes	11	6.6
Institution of DDS graduation		
Chulalongkorn university	101	60.8
Others	65	39.2
- Mahidol University	13	7.8
- Thammasart University	8	4.8
- Srinakharinwirot University	6	3.6
- Rangsit University	2	1.2
- Naresuan University	10	6.0

ตารางที่ 1 *ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม (จำนวน 166 คน) (ต่อ)*

Table 1 *Demographic data of respondent (N=166) (cont.)*

Demographic Characteristics	Number (Total = 166)	Percentage
- Rangsit University	2	1.2
- Naresuan University	10	6.0
- Khon Kaen University	9	5.4
- Prince of Songkla University	4	2.4
- Chiangmai University	9	5.4
- Others	4	2.4
Specialty		
Oral and Maxillofacial surgery	40	24.1
Prosthodontics	23	13.9
Orthodontics	23	13.9
Periodontics	17	10.2
Pedodontics	14	8.4
Operative dentistry	9	5.4
Endodontic	15	9.0
Implant and esthetic	7	4.2
Biomaterial	1	0.6
Geriatric	11	6.6
Oral and Maxillofacial radiology	2	1.2
Oral Medicine	1	0.6
Oral and Maxillofacial pathology	1	0.6
Oral Biology	2	1.2
Study Program		
Research based	73	44
- Master Degree	65	39.2
- Doctor of Philosophy	8	4.8
Clinical based	93	56
- Graduate Diploma of Clinical science	7	4.2
- Higher Graduate Diploma of Clinical science	28	16.9
- Residency Training	58	34.9
Year of Study		
First	43	25.9
Second	54	32.5
Third	60	36.1
Fourth	9	5.4

ความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าจำแนกตามข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม

จากผู้ตอบแบบสอบถามทั้งหมด 166 คน พบผู้ที่มีภาวะเหนื่อยล้าในระดับปานกลางถึงรุนแรง 41 คน (ร้อยละ 24.7) เป็นชาย 12 คน คิดเป็นสัดส่วนร้อยละ 27.9 ของผู้ตอบแบบสอบถามเพศชาย เป็นหญิง 29 คน คิดเป็นสัดส่วนร้อยละ 23.6 ผู้ตอบแบบสอบถามเพศหญิง ซึ่งไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ นิสิตกลุ่มอายุ 25 ถึง 30 ปี มีสัดส่วนของผู้ที่มีความเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตกลุ่มอายุมากกว่า 30 ปี (ร้อยละ 26.1 และ 18.8 ตามลำดับ) แต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ นิสิตในหลักสูตรที่เน้นทักษะทางคลินิกมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าใกล้เคียงกับหลักสูตรเน้นวิจัย (ร้อยละ 23.8 และ 26.1 ตามลำดับ) เมื่อวิเคราะห์ด้วยการถดถอยโลจิสติกหลายตัวแปร พบว่านิสิตที่จบทันตแพทยศาสตรบัณฑิตจากสถาบันอื่นมีแนวโน้มที่จะมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่ากว่านิสิตที่จบจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ 2.6 เท่า (P=0.008) นิสิตที่มีไม่มีเงินเดือนประจำมีแนวโน้มที่จะมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่มีเงินเดือนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ 4 เท่า (P=0.001) (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 *ระดับความเครียดและเหนื่อยล้าจำแนกตามข้อมูลทั่วไป*

Table 2 *Stress and burnout level classified by demographic data*

	N (%) Total=166	can cope stress and mild burnout N (%) Total=125	moderate to severe burnout N (%) Total=41	P^a	P^b	Odds ratio
Sex						
Male	43 (25.9)	31 (72.1)	12 (27.9)	0.718	0.235	1.178
Female[c]	123 (74.1)	94 (76.4)	29 (23.6)			
Age (years)						
25-30	134 (80.8)	99 (73.9)	35 (26.1)	0.522	0.510	1.449
>30[c]	32 (19.2)	26 (81.2)	6 (18.8)			
DDS Graduation						
Chulalongkorn University[c]	101 (60.8)	81 (80.2)	20 (19.8)	0.101	0.008*	2.601
Others	65 (39.2)	44 (67.7)	21 (32.3)			
Program type						
Research-based	65 (39.1)	48 (73.8)	17 (26.2)	0.869	0.556	1.297
Clinical-based[c]	101 (60.9)	77 (76.2)	24 (23.8)			
Source of income						
Monthly salary[c]	128 (77.1)	103 (80.5)	25 (19.5)	0.09	0.001*	4.027
Others	38 (22.9)	22 (57.9)	16 (42.1)			

**significance at P < 0.05*

[a]Chi-square test

[b]Multiple logistic regression

[c]Reference in Multiple logistic regression

ความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าจำแนกตามตามสภาวะของงาน

นิสิตร้อยละ 51.8 ไม่มีอิสระหรือมีอิสระในการตัดสินใจในการทำงานปานกลาง โดยมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่มีอิสระในการตัดสินใจค่อนข้างมากหรือมากอย่างไม่มีนัยสำคัญ นิสิตร้อยละ 91.5 ไม่มีเวลาส่วนตัวถึงมีเวลาปานกลาง นิสิตกลุ่มนี้มีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างจากกลุ่มที่มีเวลาส่วนตัวมาก นิสิตร้อยละ 12 ทำงานมากกว่า 80 ชั่วโมงต่อสัปดาห์ซึ่งมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่ทำงานไม่เกิน 80 ชั่วโมงต่อสัปดาห์อย่างไม่มีนัยสำคัญ นิสิตร้อยละ 97.5 รู้สึกว่าภาระงานที่ทำหนักเกินไปแต่สัดส่วนของ

ผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างจากนิสิตที่รู้สึกว่าปริมาณงานเหมาะสม นิสิตร้อยละ 3.6 มีเวลานอนไม่เกิน 4 ชั่วโมงต่อคืน แต่มีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าไม่ต่างกับนิสิตที่นอนหลับมากกว่า 4 ชั่วโมง นิสิตร้อยละ 3.1 เคยถูกวิจารณ์ต่อหน้าผู้อื่นและรู้สึกอับอาย โดยมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าไม่ต่างกับนิสิตที่ไม่เคยถูกวิจารณ์ต่อหน้าผู้อื่น (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 *ระดับความเครียดและเหนื่อยล้าของผู้ตอบแบบสอบถามจำแนกตามสภาวะของงาน*

Table 3 *Stress and burnout level classified by job circumstances*

	N (%) Total=166	can cope stress and mild burnout N (%) Total=125	moderate to severe burnout N (%) Total=41	P^a	P^b	Odds ratio
Level of freedom to make decision						
no – moderate	86 (51.8)	61 (70.9)	25 (29.1)	0.240	0.256	1.661
high - very high[c]	80 (48.2)	64 (80)	16 (20)			
Amount of liesure time						
no – moderate[c]	152 (91.5)	115 (75.7)	37 (24.3)	0.470	0.885	1.135
more - most	14 (8.5)	10 (71.4)	4 (28.6)			
Workhour per week						
≤ 80 hour[c]	146 (88.0)	112 (76.7)	34 (23.3)	0.192	0.365	1.707
> 80 hour	20 (12.0)	13 (65)	7 (35)			
Workloads perception						
Overload[c]	162 (97.5)	122 (75.3)	40 (24.7)	0.682	0.695	1.711
Appropriate	4 (2.5)	3 (75)	1 (25)			
Sleep hour per day						
≤ 4 hour	6 (3.6)	3 (50)	3 (50)	0.161	0.293	2.881
> 4 hour[c]	160 (96.4)	122 (76.3)	38 (23.7)			
Blamed and shamed event						
Never[c]	161 (96.9)	123 (76.4)	38 (23.6)	0.097	0.123	5.072
Ever	5 (3.1)	2 (40)	3 (60)			

[a]*Chi-square test*

[b]*Multiple logistic regression*

[c]*Reference in Multiple logistic regression*

ความชุกของภาวะความเครียดและเหนื่อยล้าตามสภาวะส่วนบุคคล

นิสิตร้อยละ 3.6 มีความสัมพันธ์ที่ไม่ดีกับเพื่อนร่วมงาน และมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่มีความสัมพันธ์ที่ดีกับเพื่อนร่วมงานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P=0.033) นิสิตร้อยละ 11.4 ไม่มีผู้ให้คำปรึกษาในเรื่องส่วนตัว พบว่าในกลุ่มนี้มีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่มีผู้ให้คำปรึกษาอย่างไม่มีนัยสำคัญ นิสิตร้อยละ 53.7 พบเหตุการณ์ที่ทำให้มีความเครียดในช่วง 3 เดือนที่ผ่านมา เช่น สมาชิกในครอบครัวหรือคนรักเสียชีวิต การเลิกราหรือหย่าร้าง การเกิดอุบัติเหตุหรือเจ็บป่วยทางกาย ปัญหาทางด้านการเงิน เป็นต้น นิสิตกลุ่มนี้มีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่ไม่พบเหตุการณ์ที่ทำให้เครียดอย่างไม่มีนัยสำคัญ นิสิตร้อยละ 5.4 ไม่มีงานอดิเรกทำยามว่างและมีสัดส่วนของผู้ที่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้ามากกว่าผู้ที่มีงานอดิเรกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P=0.042) (ตารางที่ 4)

ตารางที่ 4 *ระดับความเครียดและเหนื่อยล้าจำแนกตามสภาวะส่วนบุคคล*

Table 4 *Stress and Burnout level classified by personal circumstances*

	N (%) Total=166	can cope stress and mild burnout N (%) Total=125	moderate to severe burnout N (%) Total=41	P^a	P^b	Odds ratio
Relationship with colleagues						
bad – neutral	6 (3.6)	2 (33.3)	4 (66.7)	0.033*	0.104	5.291
good - very good[c]	160 (96.4)	123 (76.8)	37 (23.2)			
Personal consultant						
No	19 (11.4)	13 (68.4)	6 (31.6)	0.572	0.568	1.455
Yes[c]	147 (88.6)	112 (76.2)	35 (23.8)			
Stressful life event in the past 3 months						
None[c]	77 (46.3)	61 (79.2)	16 (20.8)	0.363	0.577	1.274
Yes	89 (53.7)	64 (71.9)	25 (28.1)			
Hobbies						
No	9 (5.4)	4 (44.4)	5 (55.6)	0.042*	0.131	4.761
Yes[c]	157 (94.6)	121 (77.1)	36 (22.9)			

**significance at P < 0.05*

[a]Chi-square test

[b]Multiple logistic regression

[c]Reference in Multiple logistic regression

บทวิจารณ์

การศึกษานี้สำรวจความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าของนิสิตทันตแพทย์หลังปริญญาในจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พบว่านิสิตร้อยละ 24.7 มีความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าระดับปานกลางถึงรุนแรง ปัจจัยที่ส่งผลต่อความเครียดและความเหนื่อยล้า พบว่า นิสิตที่จบการศึกษาระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิตจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีระดับความเครียดและความเหนื่อยล้าแตกต่างจากนิสิตที่จบการศึกษาจากสถาบันอื่น การมีรายได้ที่แน่นอนในระหว่างที่ศึกษา ความสัมพันธ์กับเพื่อนร่วมงาน และการมีงานอดิเรกยามว่าง ข้อจำกัดของการศึกษานี้ คือ การวัดผล ณ ช่วงเวลาใดเวลาหนึ่งอาจทำให้ไม่สามารถสะท้อนอารมณ์ความรู้สึกของผู้ตอบได้อย่างแท้จริง เนื่องจากภาระงานในการเรียนแต่ละช่วงเวลาอาจมากน้อยไม่เท่ากัน รวมถึงอาจมีปัจจัยอื่นที่อาจก่อให้เกิดความเครียดและเหนื่อยล้าแต่ไม่ได้อยู่ในตัวเลือกหรือชุดคำถามที่ใช้ในการศึกษานี้

อัตราการเกิดความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าในการศึกษานี้ต่ำกว่าการศึกษาของ Divaris และคณะ[7,11] ที่พบว่านักศึกษาทันตแพทย์หลังปริญญามีความเครียดและเหนื่อยล้าถึงร้อยละ 40 ในการศึกษานี้พบว่าเพศชายและเพศหญิงมีความเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างกัน สอดคล้องกับการศึกษาในนักศึกษาทันตแพทย์หลังปริญญาในประเทศกรีก[7] แต่แตกต่างจากการศึกษาในนักศึกษาทันตแพทย์หลังปริญญาในประเทศสวิตเซอร์แลนด์ที่พบว่าเพศหญิงมีความเครียดมากกว่าเพศชาย[11] นอกจากนี้มีการศึกษาในทันตแพทย์พบว่าเพศชายมีภาวะเหนื่อยล้ามากกว่าเพศหญิง[12,13] ทั้งสองเพศมีวิธีการจัดการกับความเครียดแตกต่างกัน และบุคลิกภาพที่แตกต่างกันก็ส่งผลให้มีการจัดการความเครียดและเหนื่อยล้าได้แตกต่างกันด้วย[14,15]

สถาบันที่จบการศึกษาในระดับปริญญาตรีมีผลต่อระดับความเครียดและเหนื่อยล้า นิสิตที่จบการศึกษาระดับปริญญาตรีจากสถาบันอื่นที่ไม่ใช่คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาฯ มีแนวโน้มที่จะมีความเครียดและเหนื่อยล้าสูงกว่านิสิตที่จบจากจุฬาฯ 2.6 เท่า อาจเนื่องด้วยจากมีความคุ้นเคยกับสถานที่เรียน ระบบการเรียนการสอน คณาจารย์ เจ้าหน้าที่ รวมถึงเพื่อนนิสิตด้วยกัน ส่งผลให้ไม่ต้องปรับตัวต่อสภาพแวดล้อมและสังคมใหม่มากจนเกินไป สอดคล้องกับการศึกษาของ Ayers และคณะ[14] และ IsHak และคณะ[16] ที่พบว่าสถาบันการศึกษา วัฒนธรรม สภาพแวดล้อม และอาจารย์มีผลต่อการเกิดความเครียดและเหนื่อยล้า ผลการศึกษานี้ชี้แนะว่าสถาบันการศึกษาควรจัดกิจกรรมที่ส่งเสริมให้นิสิตสามารถปรับตัวและมีความคุ้นเคยกับวัฒนธรรมและสิ่งแวดล้อม รวมทั้งให้ความรู้เกี่ยวกับภาวะเหนื่อยล้าและวิธีการรับมือกับสภาวะเครียดเรื้อรัง อย่างไรก็ตามการศึกษานี้

ไม่ได้เก็บข้อมูลภูมิลำเนาของนิสิต หรือที่อยู่อาศัยในช่วงก่อนเข้ามหาวิทยาลัย ซึ่งอาจมีผลต่อความคุ้นเคยกับสิ่งแวดล้อมในจุฬาฯ หรือบริบทการใช้ชีวิตในกรุงเทพก็เป็นได้

การศึกษานี้พบว่าความสัมพันธ์ที่ดีกับเพื่อนร่วมงานมีผลต่อความเครียดและเหนื่อยล้า สอดคล้องกับการศึกษาของ Cohen และ Wills[17] และ Jacobs และ Dodd[18] ที่พบว่าการมีความสัมพันธ์ที่ดีและการได้รับการสนับสนุนทางสังคมทั้งจากครอบครัว และเพื่อนร่วมงานช่วยลดความเครียดจากการทำงานลงได้เป็นอย่างดี และทำให้มีความสุขในการเรียนและการทำงานอีกด้วย ผลการศึกษานี้ชี้แนะว่าหากสถาบันการศึกษาได้จัดกิจกรรมที่ส่งเสริมให้นิสิตมีสัมพันธภาพที่ดีต่อกัน รวมถึงมีความสัมพันธ์ที่ดีกับผู้ร่วมงานในระดับอื่น ๆ ด้วย อาจช่วยป้องกันการเกิดความเหนื่อยล้าของนิสิตได้

Divaris และคณะ[7] รายงานว่านักศึกษาทันตแพทย์หลังปริญญาในหลักสูตรที่เน้นงานคลินิกมีความเครียดมากกว่าหลักสูตรที่ไม่เน้นคลินิก Tzischinsky และคณะ[19] และ Deahl และ Turner[20] รายงานว่าการรักษาผู้ป่วยเป็นภาระงานที่หนักและส่งเสริมให้เกิดภาวะเหนื่อยล้า ในงานวิจัยนี้พบว่านิสิตหลังปริญญาที่ศึกษาในหลักสูตรที่เน้นงานคลินิกมีความเครียดไม่แตกต่างกับหลักสูตรที่เน้นงานวิจัย ซึ่งอาจเป็นผลจากการที่ผู้เข้าร่วมงานวิจัยนี้ที่ศึกษาในหลักสูตรที่เน้นงานวิจัยไม่ได้มีภาระการเรียนเพียงแค่ศึกษาค้นคว้าการทำวิจัยแต่เพียงอย่างเดียว แต่ยังต้องมีการปฏิบัติงานรักษาผู้ป่วยด้วย ทำให้ผลที่ได้จากงานวิจัยนี้ไม่สามารถบอกความแตกต่างระหว่างหลักสูตรที่เน้นงานวิจัยอย่างเดียวกับหลักสูตรที่เน้นงานคลินิกได้

ผลการศึกษานี้พบว่านิสิตที่นอนน้อยกว่า 4 ชั่วโมงต่อคืนมีระดับความเครียดและเหนื่อยล้าไม่แตกต่างกับนิสิตที่มีเวลานอนหลับมากกว่า 4 ชั่วโมงต่อคืน แตกต่างจากการศึกษาของ Zohar และคณะ[21] และ Baldwin และ Daugherty[22] ที่พบว่าการนอนหลับพักผ่อนไม่เพียงพอจะส่งผลต่อการทำงาน การเรียนรู้ และสุขภาพร่างกาย มีความเสี่ยงที่จะให้การรักษาผู้ป่วยที่ผิดพลาดตามมาได้ ในการศึกษานี้ ยังพบว่านิสิตร้อยละ 97.5 รู้สึกว่าภาระงานที่มีอยู่หนักจนเกินไป และร้อยละ 12 ใช้เวลาในการทำงานมากกว่า 80 ชั่วโมงต่อสัปดาห์ ซึ่ง Accreditation Council for Graduate Medical Education ได้แนะนำว่าชั่วโมงการทำงานของแพทย์และแพทย์ประจำบ้านไม่ควรเกิน 80 ชั่วโมงต่อสัปดาห์[23] โดยภาวะเหนื่อยล้าในการทำงานของแพทย์ใช้ทุนและแพทย์ประจำบ้านลดลงจากร้อยละ 69.2 เหลือเพียงร้อยละ 38.5 หลังจากการจำกัดชั่วโมงการทำงานไม่เกิน 80 ชั่วโมงต่อสัปดาห์[24]

ปัญหาทางด้านการเงินเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดความเครียดของนิสิตหลังปริญญา[25] การศึกษานี้พบว่านิสิตหลังปริญญาที่ไม่ได้รับเงินเดือนประจำมีแนวโน้มที่จะเกิดความเหนื่อยล้ามากกว่านิสิตที่ได้รับเงินเดือน 4 เท่า ดังนั้นการจัดหาความช่วยเหลือทางการเงินอาจช่วยลดภาวะเหนื่อยล้าแก่ผู้ที่มีปัญหาด้านค่าใช้จ่ายได้

ทันตแพทย์เป็นอาชีพที่มีแนวโน้มที่จะเหนื่อยล้า มีความวิตกกังวล และซึมเศร้าได้ทั้งจากธรรมชาติของการทำงานและลักษณะบุคลิกภาพของอาชีพที่ต้องการให้งานออกมาสมบูรณ์แบบ การศึกษานี้พบว่าการมีงานอดิเรกทำในยามว่างช่วยลดความเครียดและเหนื่อยล้าได้ Rada และ Leong[25] ได้แนะนำวิธีผ่อนคลายความเหนื่อยล้าจากการทำงาน เช่น การออกกำลังกายเบา ๆ การดูหนัง การออกไปเล่นกีฬากับผู้อื่น การตั้งเป้าหมายที่ทำได้จริง การแบ่งงานใหญ่ ๆ ออกเป็นงานเล็ก ๆ หลาย ๆ งาน การเข้าร่วมกิจกรรมที่ต้องมีปฏิสัมพันธ์ร่วมกับผู้อื่น เป็นต้น นอกจากนี้การได้ทำตัวให้เป็นต้นแบบ (role model) สามารถช่วยลดการเกิดความเครียดและเหนื่อยล้า เนื่องจากการได้ช่วยเหลือผู้อื่นเป็นการเพิ่มความรู้สึกมีคุณค่าในตัวเอง และลดเวลาการอยู่คนเดียว[26]

ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัยนี้ คือ ได้ทราบอัตราการเกิดความเครียดและภาวะเหนื่อยล้าในนิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญา รวมทั้งปัจจัยที่ส่งผลทำให้เกิดภาวะนี้ หากสถาบันการศึกษา และอาจารย์ผู้สอนการมีแนวทางในการช่วยเหลือ และสนับสนุนอย่างเหมาะสม อาจช่วยลดระดับความเครียดและลดการเกิดภาวะเหนื่อยล้า เพิ่มความสุขรวมถึงคุณภาพชีวิตที่ดีของทันตแพทย์ที่กำลังศึกษาในระดับหลังปริญญา ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเรียนรู้ และลดข้อผิดพลาดในการรักษาผู้ป่วยข้อแนะนำในการศึกษาต่อไปคือ อาจทำการศึกษาเปรียบเทียบในช่วงเวลาที่หลากหลายมากขึ้น มีชุดคำถามปลายเปิดเพื่อช่วยประเมินปัจจัยที่เป็นสาเหตุหรือเกี่ยวข้องกับภาวะเครียดและเหนื่อยล้าของนิสิต/นักศึกษา-ทันตแพทย์หลังปริญญาอย่างครอบคลุมกว่านี้ รวมถึงควรทำการสำรวจในสถาบันอื่น ๆ ด้วย

บทสรุป

การศึกษานี้พบว่านิสิตทันตแพทย์ระดับหลังปริญญาจำนวนหนึ่งในสี่มีภาวะเครียดและเหนื่อยล้าในระดับปานกลางถึงสูง ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดภาวะเครียดและเหนื่อยล้า ได้แก่ การมีงานอดิเรกยามว่าง สัมพันธภาพกับเพื่อนร่วมงาน สถาบันที่จบการศึกษาในระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิต การมีเงินเดือนประจำในระหว่างศึกษา

แหล่งสนับสนุนทุนวิจัย: ราชวิทยาลัยทันตแพทย์แห่งประเทศไทย

เอกสารอ้างอิง

1. Chiaoroongroj K, Thavichachart N. Prevalence of Ocupational Stress and Burnout and the related factor among Cabin Attendant of Thai Airways International Public Company Limited. ***Chulalongkorn University Thesis;*** 2005.

2. Ripp J, Fallar R, Babyatsky M, David R, Reich L, Korenstein D. Prevalence of resident burnout at the start of training. ***Teach Learn Med*** 2010;22(3):172-5.

3. Thomas NK. Resident burnout. ***J Am Med Assoc*** 2004; 292(23):2880-9.

4. Prins J, Hoekstra-Weebers J, Gazendam-Donofrio S, Dillingh G, Bakker A, Huisman M *et al.* Burnout and engagement among resident doctors in the Netherlands: a national study. ***J Med Educ*** 2014;44(3):236-47.

5. Shanafelt T, Bradley K, Wipf J, Back A. Burnout and Self-Reported Patient care in an Internal Medicine Residency program. ***J Ann Intern Med*** 2002;136(5):358-67.

6. Weraarchakul W, Weraarchakul W. Factors related to stress in the 4th - 6th year dental students at the Faculty of Dentistry Khon Kaen University. ***North-Eastern Thai J Neuroscience*** 2014;13(3):11-20.

7. Divaris K, Polychronopoulou A, Taoufik K, Katsaros C, Eliades T. Stress and burnout in postgraduate dental education. ***Eur J Dent Educ*** 2012;16(1):35-42.

8. Shetty A, Amrith S, Hegde M, Narasimhan D. Stress and Burnout assessment among Postgraduate dental students. ***NUJHS*** 2015;5(1):31-6.

9. Campos J, Jordani P, Zucoloto M, Bonafe F, Maroco J. Burnout syndrome among dental students. ***Rev Bras Epidemiol*** 2012; 5(1):155-65.

10. Chiaoriingroj K, Thavichachart N. Prevalence of Ocupational Stress and Burnout and the related factor among Cabin Attendant of Thai Airways International Public Company Limited. ***Chulalongkorn University Thesis;*** 2005.

11. Divaris K, Caroline L, Polychronopoulou A, Eliades T, Katsaros C. Stress and Burnout among Swiss dental residents. ***Schweiz Monatsschr Zahnmed*** 2012;122(7-8):610-5.

12. Brake H, Bloemendal E, Hoogstraten J. Gender differences in burnout among Dutch dentist. ***Comm Dent Oral Epidemiol*** 2012;31(5):321-7.

13. Singh P, Aulak S, Mangat S, Aulak M. Systematic review: factors contributing to burnout in dentistry. ***J Occup Med*** 2016;66(1):27-31.

14. Ayers K, Thomson W, Newton J, Rich A. Job stressors of New Zealand dentists and their coping strategies. ***J of Occup Med*** 2008;58(4):275-81.

15. Dahan H., Christophe B. A typology of dental students according to their experience of stress: a qualitative study. ***J Dent Educ*** 2010;74(2):95-103.

16. Ishak W, Lederer S, Mandili C, Nikravesh R, Seligman L, Vasa M *et al.* Burnout during residency training: a literature review. ***J Grad Med Educ*** 2009;1(2):236-42.

17. Cohen S, Wills T. Stress, Social support, and the buffering hypothesis. ***J Psych Bullet*** 1985;98(2):310-57.

18. Jacobs S, Dodd D. Student Burnout as a function of personality, Social support, and workload. ***J coll student dev*** 2003;44(3):291-303.

19. Tzischinsky O, Zohar D, Epstein R, Chillag N, Lavie P. Daily and yearly burnout syndrome in Israeli shift work residents. ***J Human Ergol(Tokyo)*** 2001;30(1-2):357-62.

20. Deahl M, Turner T. General psychiatry in no-man's land. ***Br J of psychiatry*** 1997;171:6-8.

21. Zohar D, Tzischinsky O, Epstein R, Lavie P. The effect of sleep loss on medical residents' emotional reactions to work events: a cognitive-energy model. ***Sleep*** 2005;28(1):47-54.

22. Baldwin D, Daugherty S. Sleep Deprivation and Fatigue in Residency Training: Results of a National Survey of First- and Second-Year Residents. ***Sleep*** 2004;27(2):217-23.

23. Antiel R, Thompson S, Reed D, James K, Tilburt J, Bannon M, *et al.* ACGME Duty-Hour Recommendations-A National Survey of Residency Program Directors. ***N Engl J of Med*** 2010; 363(8):e12

24. Martini S, Arfken C, Balon R. Comparison of burnout of among medical residents before and after the implementation of work hours limit. ***J Acad Psychiatry*** 2006;30(4):352-5.

25. Rada R, Leong C. Stress, Burnout, Anxiety and depression among Dentists. ***J Am Dent Assoc*** 2004;135(6):788-94.

26. Rutter H, Herzberg J, Paice E. Stress in doctors and dentist who teach. ***J Med Educ*** 2002:36(6):543-9.

CE quiz: 3 credits

บทวิทยาการ

ผลของกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุกลุ่มไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคม ก่อนและหลังกระบวนการจำลองการแปรงฟัน

Effect of Surface Polishing and Glazing Procedures on Surface Roughness of Hybrid Resin-ceramic CAD/CAM Materials Before and After Tooth Brushing Simulation

เบญญาภา ตันตินิกร[1], บุญฑริก นิยติวัฒน์ชาญชัย[1]

Benyapa Tontinikorn[1], Boondarick Niyatiwatchanchai[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[1]Department of operative dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมสองชนิดได้แก่ วีต้า อีนามิก และเซราสมาร์ท ทั้งก่อนและหลังการจำลองการแปรงฟัน โดยใช้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 40 ชิ้น แบ่งเป็น 4 กลุ่มกลุ่มละ 10 ชิ้นตัวอย่าง โดยกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 3 คือวีต้า อีนามิกและเซราสมาร์ทที่ขัดด้วยชุดหัวขัดลัสเตอร์สำหรับโพลีเซรามิก กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 4 คือวีต้า อีนามิกที่ทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงวีต้าอีนามิกเกลซและเซราสมาร์ทที่ทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง ออพทิเกลซ โดยนำวัสดุทุกชิ้นไปขัดด้วยกระดาษทรายเบอร์ 600, 800 และ 1200 และนำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเริ่มต้นครั้งที่ 1 ด้วยเครื่องโปรไฟโลมิเตอร์ชนิดสัมผัส จากนั้นนำไปผ่านกระบวนการเตรียมพื้นผิวตามกลุ่มที่กำหนด ด้วยการขัดด้วยหัวขัด หรือทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากนั้นนำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยครั้งที่ 2 แล้วจึงนำวัสดุทุกกลุ่มไปผ่านการแปรงฟันร่วมกับยาสีฟันด้วยเครื่องจำลองการแปรงฟันเป็นจำนวน 20,000 รอบ และนำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยครั้งที่ 3 ทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ กำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 จากผลการศึกษาพบว่าทุกกลุ่มมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวเริ่มต้นไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และเมื่อนำไปผ่านกระบวนการเตรียมพื้นผิว พบว่าวัสดุทั้งสองชนิดที่ทำการขัดด้วยหัวขัดให้ค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่ไม่แตกต่างกัน แต่กลุ่มวัสดุที่ทำการเคลือบผิวให้ค่าเฉลี่ยที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่ากลุ่มเซราสมาร์ทที่ทำการเคลือบผิว ให้ค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยมากที่สุด และเมื่อนำไปผ่านกระบวนการแปรงฟันแล้ววัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยครั้งที่ 3 พบว่าทุกกลุ่มมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ โดยกลุ่มเซราสมาร์ทที่ทำการเคลือบผิวมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยมากที่สุด จากผลการศึกษาสรุปได้ว่ากระบวนการขัดและเคลือบผิวในวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกส์ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมนั้นมีประสิทธิภาพที่ใกล้เคียงกันเมื่อวัดผลทันที แต่ภายหลังผ่านการจำลองการใช้งานในช่องปากโดยการแปรงฟัน สำหรับวัสดุวีต้า อีนามิกนั้นทั้งสองกระบวนการให้ผลที่ไม่แตกต่างกัน แต่สำหรับวัสดุในกลุ่มเซราสมาร์ทพบว่าการขัดด้วยหัวขัดนั้นให้ประสิทธิภาพต่อความเรียบของผิวชิ้นงานที่ดีกว่าการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง

คำสำคัญ: แคดแคม, เซรามิกส์ทางทันตกรรม, การเคลือบผิว, ไฮบริดเรซิน-เซรามิก, การขัด

Abstract

The aim of this study was to compare the effect of polishing and glazing procedure on surface roughness of hybrid resin-ceramic CAD/CAM materials before and after tooth brushing simulation. 40 tested specimens (n = 20 per material) were prepared of CAD/CAM blocks from Polymer infiltrated ceramic network or PICN (Vita Enamic) and resin nanoceramics (CeraSmart). All specimens were randomly divided into 4 groups (10 specimens each). Group 1 (VM) and 3 (CM): Vita Enamic and CeraSmart were polished with hybrid resin-ceramic polishing kit. Group 2 (VG) and 4 (CG): Vita Enamic and CeraSmart were glazed with light-cured glazing materials. All specimens were polished with silicon carbide paper 600, 800 and 1200 grits. Group VM and CM then were polished with hybrid resin-ceramic polishing kit (Poly-ceramic, Meisinger, USA) and Group VG and CG were glazed with light-cured glazing material (Vita Enamic glaze and Optiglaze, respectively). After that, all specimens were brushed 20,000 cycles with tooth brushing machine (v8-cross brushing machine, Sabri Dental enterprise, Inc. Illinois, USA). The average surface roughness (Ra) was obtained from contact type profilometer after surface polishing with SiC paper (Ra1), after surface treatment (Ra2) and after 20,000 cycles of brushing simulation (Ra3). Data were analyzed using two-way repeated measures ANOVA and Tukey HSD test with the level of significance at $p<0.05$. The mean Ra1 of all groups showed no significant difference. After surface treatment, the mean Ra2 of polished groups were not significantly different, whereas glazed groups were significantly different. The mean Ra2 of CG was the highest. After 20,000 brushing cycles, the mean Ra3 of all groups increased in the order CG, VM and VG, CM, respectively. From the result of this study, the polishing and glazing procedures were effective similarly when the surface roughness were measured immediately. After tooth brushing simulation, for Vita Enamic, both polishing and glazing procedures were not different. However, polishing of CeraSmart yields superior effectiveness compared to glazing procedure with light-cured glazing materials

Keywords: CAD/CAM, Dental ceramics, Glazing, Hybrid resin-ceramics materials, Polishing

Received Date: Mar 22, 2021 **Revised Date:** Apr 7, 2021 **Accepted Date:** May 28, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.6

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
เบญญาภา ตันตินิกร ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทร: 02-218-8795, 087-691-1956 อีเมล: iam.jemmy@gmail.com
Correspondence to:
Benyapa Tontinikorn, Department of operative dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 087-691-1956 Email: iam.jemmy@gmail.com

บทนำ

ในปัจจุบันความต้องการทางด้านทันตกรรมความสวยงามได้เพิ่มสูงขึ้น ทำให้มีวัสดุทางทันตกรรมที่มีความสวยงามคล้ายคลึงฟันธรรมชาติถูกผลิตออกมามากขึ้นตามมา รวมไปถึงวิธีการขึ้นรูปวัสดุที่ทำได้ง่าย รวดเร็ว และมีความแม่นยำสูงขึ้น ได้แก่ การขึ้นรูปด้วยระบบออกแบบและผลิตชิ้นงานด้วยคอมพิวเตอร์ หรือ แคดแคม (Computer-aided design and computer-aided manufacturing or CAD/CAM) โดยหนึ่งในวัสดุที่นิยมนำมาขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมนั้นได้แก่ วัสดุในกลุ่มกลาสเซรามิกส์ (Glass ceramics)[1] ตัวอย่างของบล็อคกลาสเซรามิกส์แบบดั้งเดิม (Conventional glass ceramics) เช่น วัสดุในกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate) นั้นเป็นวัสดุที่มีความสวยงามรวมทั้งความแข็งแรงที่สูง สามารถใช้งานได้ทั้งฟันหน้าและฟันหลัง โดยมีหลายการศึกษาที่รายงานถึงคุณสมบัติทางกายภาพ

และทางกลที่ดีของวัสดุ อาทิเช่น มีความต้านทานต่อการแตกหักสูง (High fracture resistance) และมีอัตราการสึกของวัสดุต่ำ (Low material wear)[2] แต่ก็มีหลายการศึกษาที่รายงานถึงข้อจำกัดของวัสดุเซรามิกส์ในกลุ่มนี้ อันเนื่องมาจากคุณสมบัติของวัสดุที่มีความเปราะทำให้เกิดการแตกหัก หรือ การทำให้ฟันคู่สบสึกได้สูง ข้อด้อยของวัสดุในกลุ่มนี้ยังได้แก่กรณีที่ต้องกลึงขอบชิ้นงานที่มีความบางมาก อาจทำให้เกิดการแตกบิ่นตามขอบได้ง่าย อันเนื่องมาจากความเปราะของตัววัสดุ และการสิ้นเปลืองของหัวกลึงอันเนื่องมาจากความแข็งของตัววัสดุอีกทั้งวัสดุในกลุ่มนี้ภายหลังการขัดแต่งแล้วอาจจำเป็นต้องทำการเคลือบผิว (Firing Glaze) อีกครั้งก่อนยึดชิ้นงานในช่องปาก เพื่อให้ได้ความเรียบเงาและความสวยงามที่เหมาะสม จึงอาจต้องอาศัยระยะเวลาการทำงานในคลินิกที่มากกว่า 1 ครั้ง อีกทั้งหากเกิดความความเสียหายภายหลังการยึดชิ้นงานในช่องปากการแก้ไขซ่อมแซมชิ้นงานก็ยังมีขั้นตอนที่ยุ่งยาก[3]

จึงมีความพยายามในการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่เพื่อลดข้อด้อยบางประการของวัสดุในกลุ่มกลาสเซรามิกส์โดยการนำคุณสมบัติที่ดีของโพลิเมอร์มาช่วยเสริมคุณสมบัติของวัสดุ โดยอาจเรียกวัสดุในกลุ่มนี้ว่าไฮบริดเรซิน-เซรามิก “Hybrid resin-ceramic CAD/CAM materials”[2] ตัวอย่างของวัสดุในกลุ่มนี้ได้แก่ วัสดุชนิดโครงข่ายเซรามิกอัดแทรกด้วยโพลิเมอร์ หรือพีไอซีเอ็น (Polymer-infiltrated ceramic network; PICN) และเรซิน นาโนเซรามิกส์ (Resin nanoceramics) โดยพบว่าวัสดุในกลุ่มนี้มีคุณสมบัติความยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟันธรรมชาติ มีความสวยงามที่เหมาะสม สามารถกลึงชิ้นงานได้รวดเร็ว และทำการเตรียมผิวชิ้นงานก่อนยึดได้โดยการขัด หรือ เคลือบผิวโดยวัสดุเรซิน (Resin coating) ทำให้สามารถขึ้นรูปชิ้นงานและเตรียมพื้นผิวให้เหมาะสมก่อนยึดในครั้งเดียวได้โดยการขัดหรือเคลือบผิว และยังสามารถซ่อมแซมหรือขัดแต่งในช่องปากได้ง่ายเมื่อเกิดความเสียหายจากการใช้งาน แต่วัสดุในกลุ่มนี้ก็มีด้อย อาทิเช่น อัตราการสึกของวัสดุที่มาก ความเงางามและความคงทนของสีที่ด้อยกว่าวัสดุในกลุ่มกลาสเซรามิกส์[4]

โดยวัสดุประเภทนี้อาจแบ่งออกเป็นสองชนิดตามโครงสร้างของวัสดุได้แก่ วัสดุชนิดโครงข่ายเซรามิกอัดแทรกด้วยโพลิเมอร์ หรือพีไอซีเอ็น (Polymer-infiltrated ceramic network; PICN) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ได้แก่ Vita Enamic (Vita Zahnfabrik H. Rauter, Bad Sackingen, Germany) เป็นวัสดุที่ถูกผลิตขึ้นใหม่โดยเป็นการรวมกันของคุณสมบัติของทั้งเรซิน คอมโพสิตและเซรามิก วัสดุในกลุ่มนี้ประกอบไปด้วยโครงข่ายสองชนิด คือโครงข่ายของเซรามิกชนิดเฟลสปาร์ (Feldspar ceramic network) ประมาณร้อยละ 86 โดยน้ำหนัก และโครงข่ายที่เป็นโพลิเมอร์ (Polymeric network) ประมาณร้อยละ 14 โดยน้ำหนัก[5] และวัสดุอีกประเภทหนึ่งคือ เรซินนาโนเซรามิกส์ ซึ่งมีเรซิน โพลีเมอร์ที่มีความหนาแน่นสูงและ มีวัสดุอัดแทรกขนาดนาโนประเภทเซรามิก (Ceramic filler nanoparticles) กระจายตัวอยู่อย่างเป็นระเบียบ ร้อยละ 60-80 โดยน้ำหนัก โดยวัสดุในกลุ่มนี้จะผ่านกระบวนการบ่มตัวภายใต้อุณหภูมิและความดันสูง ซึ่งทำให้วัสดุมีคุณสมบัติเชิงกลที่สูงขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิต ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ของวัสดุในกลุ่มนี้ได้แก่ Lava ultimate (3M ESPE, St.Paul, MN, USA), Shofu block HC (Shofu, Kyoto, Japan), CeraSmart (GC corporation, Tokyo, Japan) เป็นต้น[6]

โดยทางบริษัทผู้ผลิตนั้นพัฒนาวัสดุในกลุ่มนี้ขึ้นมาโดยมีวัตถุประสงค์ดังนี้คือ เพื่อให้ได้วัสดุที่มีค่าความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันธรรมชาติมากขึ้นเมื่อเทียบกับกลาสเซรามิกส์ในกลุ่มดั้งเดิม เพื่อพัฒนาวัสดุให้ขึ้นรูปและปรับแต่งได้ง่ายขึ้นเมื่อเทียบกับวัสดุในกลุ่มเซรามิกส์ที่มีส่วนประกอบหลักเป็นแก้ว เช่น วัสดุในกลุ่มลิเธียมไดซิลิเกต หรือกลุ่มเซรามิกส์ที่เป็นผลึก (Polycrystalline ceramics) และเพื่อให้สามารถซ่อมแซมได้ง่ายด้วยวัสดุในกลุ่มเรซิน คอมโพสิต[7] จึงทำให้วัสดุในกลุ่มนี้มีคุณสมบัติที่ใกล้เคียงโครงสร้างฟันธรรมชาติมากขึ้น โดยออกแบบให้ใช้กับกระบวนการขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมเท่านั้นโดยวัสดุในกลุ่มนี้ถูกออกแบบให้ทำพื้นผิวชิ้นงานให้เรียบเงาได้โดยกระบวนการขัด หรือ เคลือบผิวด้วยวัสดุชนิดฉายแสง จึงทำให้มีความรวดเร็วในการออกแบบและผลิตชิ้นงานออกมาและสามารถทำการรักษาให้กับผู้ป่วยโดยใช้เวลานัดเพียงครั้งเดียว

โดยวัสดุบูรณะเมื่อผ่านการใช้งานในช่องปาก มักจะมีลักษณะพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปได้จากหลายปัจจัย โดยการแปรงฟันเป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้พื้นผิววัสดุมีความหยาบเพิ่มมากขึ้น[8] พื้นผิวที่ขรุขระอาจทำให้วัสดุเกิดการติดสีที่เพิ่มขึ้นและเกิดการสะสมของคราบจุลินทรีย์ ส่งผลความสวยงามลดลง และอาจทำให้ให้เกิดเหงือกอักเสบหรือฟันผุตามมา นอกจากนี้ผิววัสดุที่หยาบขึ้นอาจทำให้ทั้งฟันคู่สบหรือวัสดุบูรณะมีอัตราการสึกที่มากขึ้น[9] ดังนั้นกระบวนการทำให้พื้นผิวชิ้นงานมีความเรียบเงาจึงเป็นขั้นตอนสำคัญที่จะส่งผลต่ออายุการใช้งานของวัสดุบูรณะ โดยภายหลังการขึ้นรูปและทำการกรอแต่งแก้ไขชิ้นงานจนพร้อมที่จะยึดชิ้นงานแล้ว ในวัสดุประเภทเซรามิกส์ชนิดดั้งเดิมนั้น นิยมนำไปผ่านกระบวนการเคลือบผิวโดยการเผา ซึ่งจะทำให้ได้ผิววัสดุที่มีความเรียบและมันเงาสวยงาม แต่วัสดุในกลุ่มไฮบริดเรซิน-เซรามิกนั้น ถูกออกแบบมาให้ใช้กระบวนการขัดหรือการทาสารเคลือบผิววัสดุชนิดฉายแสง (Light-cured coating material) เนื่องจากวัสดุในกลุ่มนี้มีองค์ประกอบของวัฏภาคของเรซิน ซึ่งไม่สามารถเคลือบผิวโดยการเผาได้ โดยมีหลายการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าพบว่าการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงนั้นให้ประสิทธิภาพที่ดี ทำให้มีความหยาบพื้นผิวของวัสดุต่ำ ต้านทานต่อการติดสีได้ดี[10,11] แต่อย่างไรก็ตามยังมีการศึกษาที่ให้ผล

ขัดแย้ง โดยพบว่าการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงนั้นทำให้วัสดุมีความหยาบพื้นผิวสูงกว่า และทำให้เคลือบฟันของฟันคู่สบสึกไปมากกว่าผิววัสดุที่ผ่านกระบวนการขัด[12,13]

จากข้อมูลดังกล่าวทำให้พบว่าผลของการศึกษาของกระบวนการขัดหรือเคลือบต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุกลุ่มนี้นั้นยังไม่เป็นที่แน่ชัด โดยเฉพาะผลในระยะยาว จึงเป็นที่มาของการศึกษานี้ที่มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคม ก่อนและหลังการจำลองการแปรงฟัน โดยมีสมมติฐานสองข้อได้แก่ (1) กระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมไม่แตกต่างกัน และ (2) กระบวนการจำลองการแปรงฟันส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวภายหลังผ่านกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมไม่แตกต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

การเตรียมชิ้นงาน

ทำการเตรียมชิ้นงานจากบลอคไฮบริดเรซิน-เซรามิกสำเร็จรูปขนาด 14 (12 X 14 X 18 ลูกบาศก์มิลลิเมตร) จำนวน 2 ชนิด ได้แก่ วัสดุ Vita Enamic และ CeraSmart ด้วยเครื่องตัดความเร็วต่ำ (Isomet 1000 precision saw, Buehler, IL, USA) ภายใต้น้ำหล่อเลี้ยงให้ได้ชิ้นงานรูปทรงสี่เหลี่ยมที่มีขนาดหน้าตัด 4 X 4 ตารางมิลลิเมตร ความสูง 5 มิลลิเมตร โดยแบ่งออกเป็นชิ้นงานจาก Vita Enamic 20 ชิ้น และ GC CeraSmart 20 ชิ้น รวมเป็นทั้งหมด 40 ชิ้น จากนั้นยึดชิ้นงานทุกชิ้นกับอะคริลิคเรซินใสสำหรับทำฐานยึดชิ้นงาน (Clear acrylic resin, Germany) โดยวางให้พื้นผิวที่จะทำการทดสอบลอยเหนืออะคริลิค ขัดผิวชิ้นงานทุกชิ้นบนด้านหน้าตัด 4 x 4 ตารางมิลลิเมตรที่จะทำการวิจัยด้วยกระดาษทรายความหยาบ 600, 800 และ 1200 กริด ภายใต้น้ำหล่อเลี้ยงเป็นเวลา 30 วินาที ต่อความหยาบและจะเปลี่ยนกระดาษทรายทุก 5 ชิ้นงาน เพื่อควบคุมความหยาบพื้นผิวเริ่มต้น (Baseline surface roughness) จากนั้นนำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 10 นาที ทำการเป่าให้แห้งด้วยหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง (Triple syringe)[11] วัดความหนาของชิ้นงานทุกชิ้นด้วยเครื่องวัดขนาดแบบดิจิตอล (Digital Vernier Caliper, Mitutoyo, Japan) ให้ทุกกลุ่มมีความหนาของชิ้นงานที่เท่ากัน โดยกำหนดให้มีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 0.05 มิลลิเมตร

จากนั้นแบ่งชิ้นงานจากวัสดุทั้งสองชนิดออกเป็นกลุ่มย่อยจำนวน 2 กลุ่ม โดยใช้การสุ่มตัวอย่างแบบง่าย (Simple random sampling) ในแต่ละกลุ่มจะมีชิ้นงานจำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้น โดยกลุ่มที่ 1 และ 2 เป็นชิ้นงานจากวัสดุ Vita Enamic และกลุ่มที่ 3 และ 4 เป็นชิ้นงานจากวัสดุ CeraSmart โดยกลุ่มที่ 1 และ 3 จะทำการเตรียมพื้นผิวชิ้นงานด้วยกระบวนการขัด (M) และกลุ่มที่ 2 และ 4 ทำการเตรียมผิวชิ้นงานด้วยการทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง (G) จากนั้นนำชิ้นงานมาวัดความหยาบพื้นผิวเริ่มต้นครั้งที่ 1 (Ra1) ด้วยเครื่องวัดความหยาบผิวชนิดสัมผัส (Talyscan 150, Taylor Hobson, Leicester, England) ก่อนจะทำการเตรียมพื้นผิวใด ๆ และบันทึกข้อมูลของความหยาบพื้นผิวแยกตามชนิดวัสดุ

ตารางที่ 1 *ชื่อทางการค้า บริษัทผู้ผลิต และส่วนประกอบของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง*[26]

Table 1 *Trade names, manufactures and compositions of experimental materials*

Material types	Manufacturer	Composition
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik H. Rauter, Bad Sackingen, Germany	Monomer: UDMA, TEGDMA Filler: Feldspar ceramic enriched with aluminum oxide (81% by weight)
CeraSmart	GC comparation, Tokyo, Japan	Monomer: Bis-MEPP, UDMA, DMA Filler: Silica (20nm), Barium glass (300nm) (71% by weight)
Vita Enamic Glaze	Vita Zahnfabrik H. Rauter, Bad Sackingen, Germany	MMA, acrylic resin, PETTA, Photo-initiator
Optiglaze	GC Corparation, Tokyo, Japan	PMMA, MMA, Photo-inhibitor, Silica filler
LUSTER for Poly Ceramic	Meisinger, Nuess, Germany	Diamond impregnated into soft binder

PMMA; Polymethyl methacrylate; MMA: Methyl methacrylate; Bis-GMA: Bisphenol-A-glycidyl methacrylate; UDMA: Urethane dimethacrylate; Bis-EMA: bisphenol A ethoxylate dimethacrylate; TEGDMA: Triethylene glycol dimethacrylate; Bis-MEPP: 2,2-Bis (4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane; DMA: Dimethacrylate. (Muhlemann et al, 2018)

การเตรียมชิ้นงานกลุ่มขัดผิววัสดุ สำหรับกลุ่มที่ 1 (VM) และ 3 (CM)

นำชิ้นงานกลุ่มที่ 1 และ 3 มาขัดด้วยชุดขัดสำหรับโพลีเซรามิกส์ (LUSTER® for poly-ceramic; Meisinger, Nuess, Germany) ซึ่งเป็นหัวขัดที่ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอน คือการขัดเรียบ (Pre-polishing) และการขัดเงา (High gloss polishing) โดยเลือกหัวขัดรูปทรงถ้วย กระบวนการทั้งหมดจะทำโดยผู้วิจัยเพียงคนเดียวที่ผ่านการฝึกฝนจนมีความชำนาญในการขัด และใช้ด้ามหัวกรอช้าชิ้นเดียวกันในทุก ๆ ชิ้นงาน โดยในขั้นตอนการขัดได้ทำการควบคุมจำนวนครั้งของการกรอลากหัวขัดโดยมีระยะทางในการขัดไปกลับที่เท่ากันในแต่ละครั้ง โดยกระบวนการขัดจะขัดไปในทิศทางเดียว เป็นจำนวน 20 ครั้ง ครั้งละ 1 วินาที โดยทำการขัดที่ความเร็ว 10,000 รอบต่อนาที และมีการเปลี่ยนหัวกรอทุก ๆ 10 ชิ้นงาน เพื่อควบคุมคุณภาพของหัวกรอ[11,14]

ภายหลังกระบวนการขัด ชิ้นงานจะถูกนำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 3 นาที และเป่าให้แห้งด้วยหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง และนำงานจำนวน 10 ชิ้นในแต่ละกลุ่ม มาวัดความหยาบพื้นผิว ด้วยเครื่องวัดความหยาบพื้นผิวโดยยึดชิ้นงานกับอะคริลิคเรซิน เพื่อทำการวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงานหลังการขัด บันทึกค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่ได้เพื่อนำมาใช้วิเคราะห์ผลทางสถิติต่อไป จากนั้นเก็บชิ้นงานไว้ในน้ำที่ไม่มีประจุ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วัน และนำชิ้นงาน 2 ชิ้นจากแต่ละกลุ่ม เพื่อเป็นตัวแทนในการนำไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวเชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

การเตรียมชิ้นงานกลุ่มทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง กลุ่มที่ 2 (VG) และ 4 (CG)

ทำการเตรียมพื้นผิวชิ้นงานวัสดุแต่ละชนิดตามคำแนะนำของบริษัท โดยวัสดุ Vita Enamic จะทำการทาผิวชิ้นงานด้วยกรดไฮโดรฟลูออริก (Ultradent Porcelain Etch, Ultradent, USA) ความเข้มข้นร้อยละ 5 เป็นเวลา 60 วินาที จากนั้นล้างด้วยน้ำเป็นเวลา 15 วินาที และทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 5 นาที เป่าให้แห้งเป็นเวลา 20 วินาที ทาสารคู่ควบไซเลน (Ultradent Silane, Ultradent, USA) เป็นเวลา 30 วินาที และเป่าให้แห้ง จากนั้นทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง (Vita Enamic Glaze, VITA Zahnfabrik) ไปบนพื้นผิวชิ้นงานเป็นชั้นบาง ๆ โดยใช้พู่กันขนาดเล็กจุ่มสารเคลือบผิวในหลุมที่หยดไว้ และทาบนพื้นผิว 1 ครั้งโดยไม่ต้องเป่า ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Australia) เป็นเวลา 40 วินาที ร่วมกับการใช้สารกลีเซอรีนเจล (Glycerin gel) เพื่อป้องกันการเกิดชั้นออกซิเจนอินฮิบิท (Oxygen inhibited layer) และทำให้การบ่มตัวของสารเคลือบผิวอย่างสมบูรณ์ และตรวจสอบความหนาของชิ้นงานหลังการทาสารเคลือบผิวด้วยเครื่องวัดขนาดแบบละเอียด (Micrometer, Mitutoyo, Japan) โดยกำหนดให้มีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 0.05 มิลลิเมตร[11,12,15]

สำหรับชิ้นงานวัสดุ CeraSmart ทำการพ่นทรายที่ผิวชิ้นงานด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ (ขนาดอนุภาคเฉลี่ย 50 ไมโครเมตร) โดยใช้เครื่องพ่นทราย (Blast Master, Thailand) ที่แรงดัน 2.5 บาร์ ระยะห่างจากผิวชิ้นงานประมาณ 10 มิลลิเมตร เป็นเวลา 10 วินาที จากนั้นล้างด้วยน้ำด้วยเครื่องเป่าลมและน้ำแบบสามทางและทำความสะอาดด้วยอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 5 นาที และเป่าให้แห้งเป็นเวลา 20 วินาที ภายหลังการพ่นทราย ทาสารคู่ควบไซเลน (Ultradent Silane, Ultradent, USA) เป็นเวลา 30 วินาที และเป่าให้แห้ง จากนั้นทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง (Optiglaze, GC Corporation, Tokyo, Japan) ไปบนพื้นผิวชิ้นงานเป็นชั้นบาง ๆ โดยใช้พู่กันขนาดเล็กจุ่มสารเคลือบผิวในหลุมที่หยดไว้ และทาบนพื้นผิว 1 ครั้งโดยไม่ต้องเป่า ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี เป็นเวลา 40 วินาที ร่วมกับการใช้สารกลีเซอรีนเจล เพื่อป้องกันการเกิดชั้นออกซิเจนอินฮิบิท และทำให้การบ่มตัวของสารเคลือบผิวอย่างสมบูรณ์ และตรวจสอบความหนาของชิ้นงานหลังการทาสารเคลือบผิวด้วยเครื่องวัดขนาดแบบละเอียด (Micrometer, Mitutoyo, Japan) โดยกำหนดให้มีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 0.05 มิลลิเมตร[11,15]

จากนั้นนำชิ้นงานไปวัดความหยาบพื้นผิวและบันทึกค่าที่ได้เป็นค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยครั้งที่ 2 (Ra2) จากนั้นเก็บชิ้นงานไว้ในน้ำที่ไม่มีประจุ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วัน และนำชิ้นงาน 2 ชิ้นจากแต่ละกลุ่ม เพื่อเป็นตัวแทนในการนำไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวเชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

กระบวนการจำลองการแปรงฟันด้วยเครื่องแปรงฟันอัตโนมัติ

นำชิ้นงานทุกชิ้นในทุกกลุ่ม มายึดกับเครื่องแปรงฟันอัตโนมัติ (V-8 Cross Brushing Machine, SABRI Dental Enterprises, Villa Park IL, USA) โดยกำหนดระดับแรงกดหัวแปรง 200 กรัม จำนวนรอบไป-กลับ 20,000 รอบ ซึ่งเทียบเท่ากับการแปรงฟันเป็นระยะเวลา 2 ปี[16] โดยใช้แปรงที่มีขนแปรงแบบหน้าตัดตรง (Butler Gum 311, Butler Company, Chicago, IL, USA) โดยตัดและเจาะรูที่ด้ามแปรงให้มีขนาดพอดีสำหรับยึดกับเครื่องแปรง ในการแปรงแต่ละครั้งจะใช้ยาสีฟันปริมาณ 25 กรัม (Colgate cavity protection, Colgate-Palmolive, Chonburi, Thailand) ในกระบอก

พลาสติกที่ให้มากับเครื่องแปรงฟัน ผสมน้ำปราศจากประจุปริมาณ 50 มิลลิลิตร และนำกระบอกไปครอบที่บริเวณชิ้นงานที่ยึดไว้และแปรงของชิ้นงานนั้น ๆ โดยน้ำผสมยาสีฟันจะถูกเปลี่ยน ๆ ทุกการแปรงฟัน 10,000 รอบ[17] เมื่อครบ 20,000 รอบนำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิกส์เป็นเวลา 3 นาที และเป่าให้แห้งด้วยหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง จากนั้นนำชิ้นไปวัดความหยาบพื้นผิวด้วยเครื่องโปรไฟโลมิเตอร์และบันทึกค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยหลังกระบวนการแปรงฟัน โดยบันทึกเป็นค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวครั้งที่ 3 (Ra3) และนำชิ้นงาน 2 ชิ้นจากแต่ละกลุ่ม เพื่อเป็นตัวแทนในการนำไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวเชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

การวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงาน

วัดด้วยเครื่องโปรฟิโลมิเตอร์แบบสัมผัส โดยกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นของการวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวในแกน X และ Y โดยเลื่อนเข็มลากไปยังตำแหน่งที่จะวัดให้เครื่องอ่านค่าตำแหน่งเป็นพิกัด (X,Y) แล้วบันทึกค่าไว้เพื่อใช้ในการกำหนดตำแหน่งการวัดครั้งต่อไป จากนั้นบันทึกข้อมูลลงในเครื่องวัดความหยาบพื้นผิวโดยเลือกกำหนดพื้นของการวัดเป็น 2X2 ตารางมิลลิเมตร โดยกำหนดให้ปลายเข็มลากเคลื่อนที่ไปบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยความเร็วคงที่ 500 ไมโครเมตรต่อวินาที กำหนดความยาวตามแกน X เป็น 2 มิลลิเมตร ความยาวตามแกน Y เป็น 2 มิลลิเมตร กำหนดค่าระยะห่างในแนวแกน X เป็น 5 ไมโครเมตรและแนวแกน Y เป็น 500 ไมโครเมตร ทำการสแกนพื้นผิวจะได้ตำแหน่งเส้นเพื่อใช้เป็นตัวแทนความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นของชิ้นงานจำนวน 5 เส้น คำนวณค่าเฉลี่ยของเส้นความหยาบพื้นผิวเชิงเส้นทั้ง 5 เส้นที่วัดได้ ซึ่งค่าเฉลี่ยนี้จะเป็นตัวแทนความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้น (Mean) ของชิ้นงานนั้น ๆ โดยใช้ค่าตัด (Standard cut off) ที่ 0.8 มิลลิเมตร[14]

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ทดสอบการแจกแจงข้อมูลด้วยการทดสอบสถิติชาพิโร-วิลค์ (Shapiro-wilk test) เปรียบเทียบข้อมูลค่าเฉลี่ยความหยาบผิวของวัสดุชนิดเดียวกันที่มีการเตรียมพื้นผิวต่างกัน ระหว่างกลุ่มที่ขัดผิวด้วยหัวขัด และกลุ่มที่ทำการเคลือบผิวด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ (Tukey post-hoc multiple comparison test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความหยาบผิวของวัสดุทั้งสองชนิดด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) และการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป (SPSS for window version 22.0) ในการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ผลการศึกษา

เมื่อพิจารณาแยกผลของปัจจัยแตกต่างชนิดวัสดุบูรณะต่อค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของวัสดุ จากตารางที่ 2 พบว่าค่าความหยาบผิวเริ่มต้นของวัสดุที่ผ่านกระบวนการขัดผิวด้วยกระดาษทรายความหยาบ 600, 800 และ 1200 ในกลุ่มวัสดุ VM และ VG มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) เช่นเดียวกันกับในกลุ่ม CM และ CG ที่มีค่าไม่กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) และพบว่าทุกกลุ่มมีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

ตารางที่ 2 *แสดงค่าเฉลี่ยและความคลาดเคลื่อนความหยาบพื้นผิวของวัสดุแต่ละกลุ่ม (ไมโครเมตร)*

Table 2 *Mean of surface roughness numbers and standard deviation (µm)*

Group	Ra1	Ra2	Ra3
1 Vita Enamic – Manual polishing (VM)	$0.0258+0.002^{Aa}$	$0.0265+0.002^{ABa}$	$0.0864+0.018^{ABb}$
2 Vita Enamic – Glazing (VG)	$0.0283+0.003^{Aa}$	$0.0255+0.001^{Aa}$	$0.0803+0.01^{Ab}$
3 CeraSmart – Manual polishing (CM)	$0.0287+0.006^{Aa}$	$0.0278+0.001^{BCa}$	$0.0752+0.006^{Ab}$
4 CeraSmart – Glazing (CG)	$0.0269+0.004^{Aa}$	$0.0292+0.002^{Ca}$	$0.0944+0.008^{Bb}$

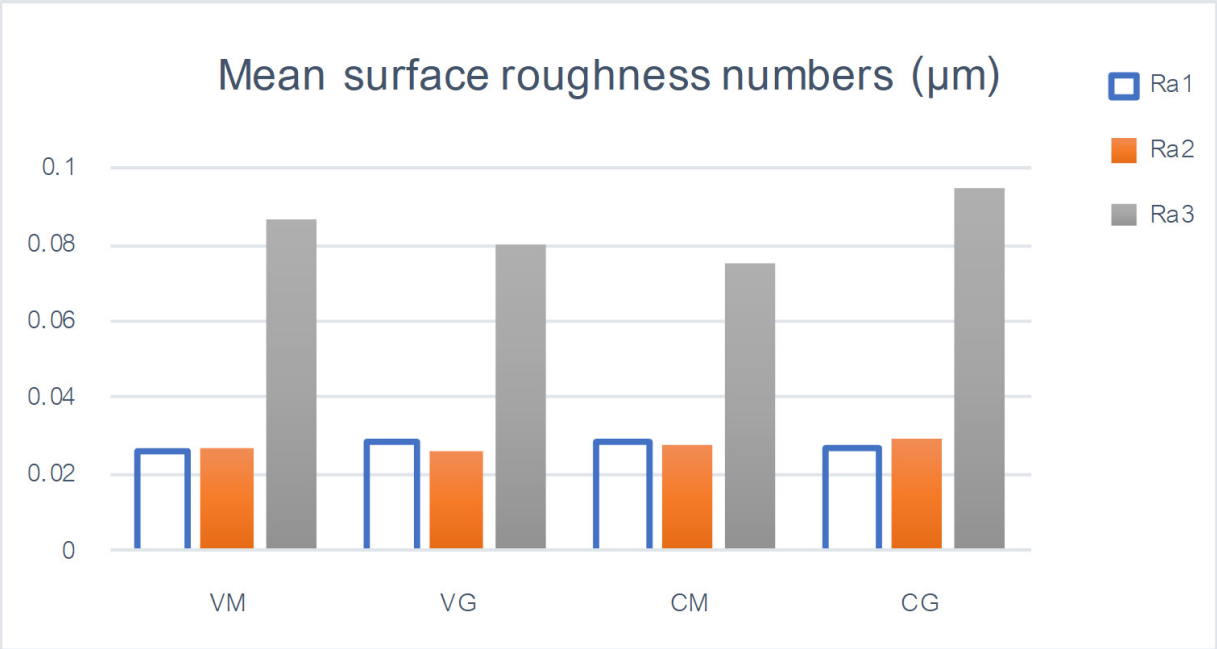
Group with the same uppercase letter in each column are not statistically different (p>0.05)

Group with the same lowercase letter in each row are not statistically different (p>0.05)

เมื่อพิจารณาแยกตามปัจจัยเรื่องชนิดของวัสดุ เมื่อนำไปผ่านกระบวนการเตรียมผิวด้วยการขัดด้วยหัวขัด หรือการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง ในวัสดุ Vita Enamic พบว่ากลุ่ม VM มีค่าความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกับกลุ่ม VG อย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) และในกลุ่ม CeraSmart พบว่ากลุ่ม CM มีค่าความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกับกลุ่ม CG อย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) และหาก

พิจารณาแยกตามปัจจัยการเตรียมพื้นผิว พบว่ากลุ่มที่ทำการเตรียมผิวด้วยวิธีเดียวกัน การเตรียมผิวด้วยการขัดด้วยหัวขัดพบว่าทั้งวัสดุชนิด Vita Enamic และ CeraSmart มีค่าความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่การเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงให้ค่าที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดย VG มีค่าความหยาบพื้นผิว 0.0255+0.001 ไมโครเมตร ในขณะที่กลุ่ม CG มีค่าความหยาบพื้นผิวเท่ากับ 0.029+0.002 ไมโครเมตร

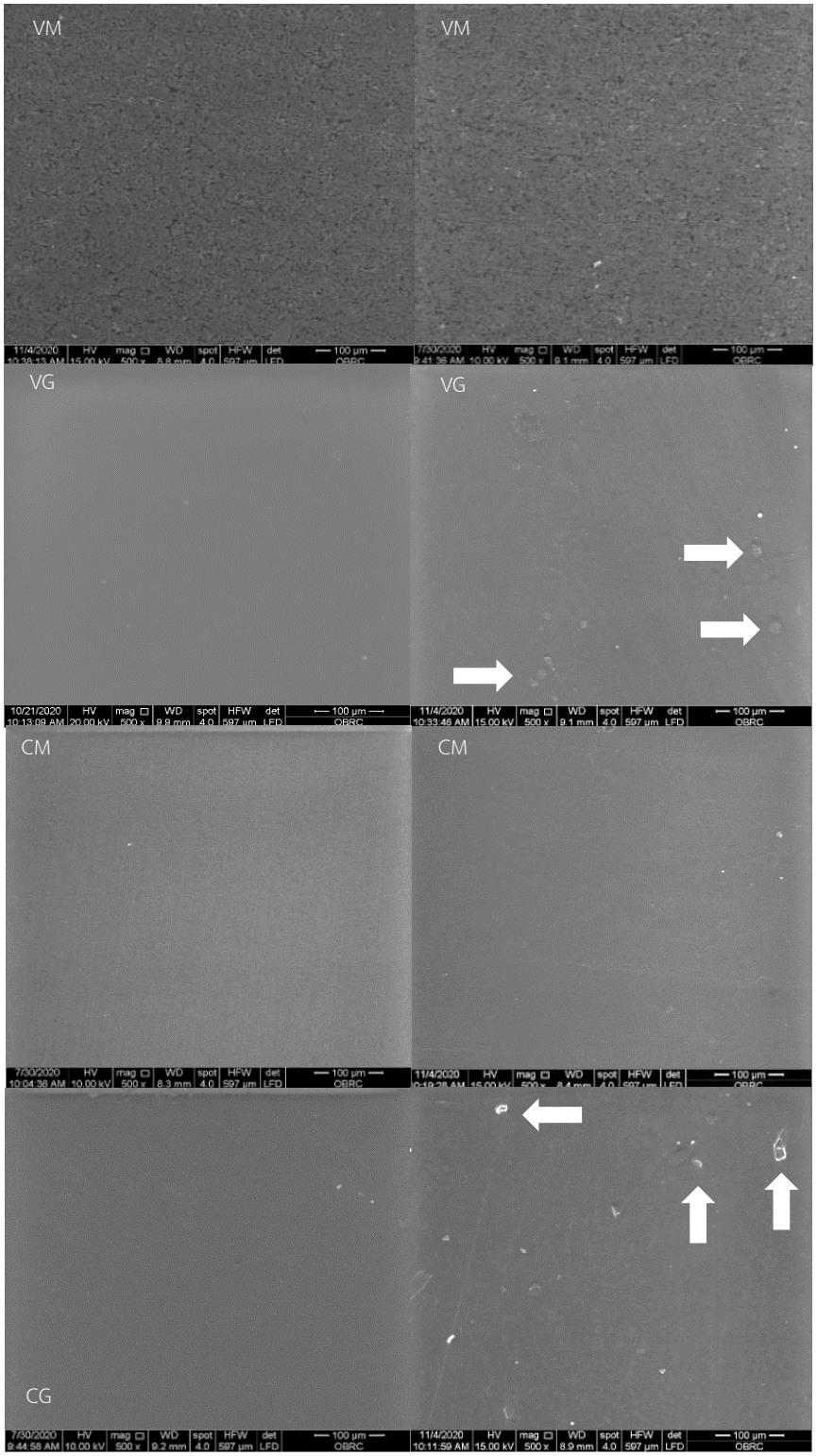
จากรูปที่ 1 พบว่าเมื่อนำชิ้นงานทั้งหมดไปผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันจำนวน 20,000 รอบ พบว่าทุกกลุ่มมีค่าความหยาบพื้นผิวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการแปรงฟัน และเมื่อพิจารณาแยกตามชนิดวัสดุพบว่า วัสดุ Vita Enamic กลุ่ม VM และ VG มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05) ส่วนวัสดุในกลุ่ม CeraSmart กลุ่ม CM และ CG มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) โดยพบว่ากลุ่ม CM มีค่าความหยาบพื้นผิวเท่ากับ 0.0752+0.006 ไมโครเมตร ในขณะที่กลุ่ม CG มีค่าเท่ากับ 0.0944+0.008 ไมโครเมตร และเมื่อพิจารณาแยกตามกระบวนการเตรียมพื้นผิว ในวัสดุที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวด้วยกระบวนการขัดด้วยหัวขัดพบว่า VM และ CM มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05) ส่วนในกลุ่มที่ทำการเคลือบผิวด้วยวัสดุเคลือบผิวชนิดฉายแสง VG และ CG พบว่ามีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) โดยพบว่ากลุ่ม VG มีค่าความหยาบพื้นผิวเท่ากับ 0.0803+0.01 ไมโครเมตร ส่วนในกลุ่ม CG มีค่าเท่ากับ 0.0944+0.008 ไมโครเมตร ซึ่งมีค่ามากที่สุดเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่น ๆ



รูปที่ 1 *แสดงกราฟค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของแต่ละกลุ่ม โดย Ra1 คือค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุเมื่อนำไปผ่านการขัดด้วยกระดาษทรายจนถึงเบอร์ 1200 Ra2 คือค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุเมื่อนำไปผ่านการขัดด้วยหัวขัดหรือการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง และ Ra3 คือค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุเมื่อนำไปผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันจำนวน 20,000 รอบ*

Figure 1 *Mean surface roughness of each group; Ra1 = Surface roughness after Silicon carbide paper 1200 grits; Ra2 = Surface roughness after surface treatment (Polishing or glazing); Ra3 = Surface roughness after toothbrushing simulation 20,000 cycles*

จากรูปที่ 2 แสดงภาพ SEM ของวัสดุ จะพบว่าวัสดุในกลุ่มที่ขัดด้วยหัวขัด VM และ CM เมื่อผ่านการจำลองแปรงฟัน พบลักษณะพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปน้อยกว่าภาพที่ได้จากกลุ่มที่ทำการเคลือบผิววัสดุด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง กลุ่ม VG และ CG ซึ่งจะพบมีรูพรุน และพบลักษณะการหลุดออกของสารเคลือบผิวบางส่วน ดังแสดงบริเวณลูกศรสีขาว



รูปที่ 2 *ภาพ SEM แสดงลักษณะพื้นผิวของวัสดุทั้งสองกลุ่มที่กำลังขยาย 500 เท่า โดยแถว A แสดงพื้นผิวของวัสดุก่อนทำการแปรงฟัน และ B แสดงพื้นผิวของวัสดุภายหลังผ่านการจำลองการแปรงฟัน 20,000 รอบ VM=Vita Enamic Manual polishing, VG=Vita Enamic Glazing, CM=CeraSmart Manual polishing, CG=CeraSmart Glazing ลูกศรสีขาวแสดงถึงลักษณะของพื้นผิวชั้นเคลือบผิวที่มีการหลุดออกไป และรูพรุนในชั้นเคลือบผิว*

Figure 2 *SEM image of Vita Enamic (VM and VG) and CeraSmart (CM and CG) specimens (Original magnification x500); Column A and B shows material surfaces before and after 20,000 cycles of tooth brushing simulation respectively. White arrows indicate pores and partial loss of glazing layer which is more evident in CG compared to VG*

บทวิจารณ์

จากผลการศึกษานี้พบว่าภายหลังนำชิ้นงานไปตัดให้ได้ขนาดที่ต้องการแล้วเตรียมพื้นผิวด้วยการขัดด้วยกระดาษทรายเบอร์ 600, 800 และ 1200 เพื่อเป็นการเตรียมความหยาบพื้นผิวของแต่ละกลุ่มให้มีความใกล้เคียงกัน พบว่าค่าเฉลี่ยของความหยาบพื้นผิวของชิ้นงานในแต่ละกลุ่มให้ค่าความหยาบพื้นผิวเริ่มต้นที่ใกล้เคียงกัน โดยการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p>0.05$) และเมื่อนำไปผ่านกระบวนการเตรียมพื้นผิวที่แตกต่างกัน ด้วยการขัดด้วยหัวขัด (LUSTER® for poly ceramic; Meisinger, 3M ESPE) และการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง (Vita Enamic Glazing และ Optiglaze) แล้วนำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ย เมื่อพิจารณาในวัสดุชนิดเดียวกันพบว่าค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยของกลุ่มที่ขัดด้วยหัวขัดและเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง มีค่าไม่แตกต่างกัน ทำให้ยอมรับสมมติฐานข้อแรกที่ว่า กระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมไม่แตกต่างกัน และอาจบ่งชี้ได้ว่าเมื่อวัดผลหลังเตรียมพื้นผิวทันที การทำให้ผิววัสดุเรียบด้วยการขัดด้วยหัวขัดหรือเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงนั้นให้ผลที่ไม่แตกต่างกัน

อย่างไรก็ตาม เมื่อนำชิ้นงานทั้งหมดไปผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันเป็นจำนวน 20,000 รอบ เพื่อจำลองการใช้งานในช่องปากเป็นเวลา 2 ปี[16] ทุกกลุ่มการศึกษามีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับก่อนแปรงฟันอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องไปกับการศึกษาอื่น ๆ ที่บ่งชี้ว่าการแปรงฟันนั้นส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวของวัสดุ ทำให้มีความหยาบพื้นผิวเพิ่มขึ้น[17-19] และเมื่อพิจารณาผลการศึกษาแยกตามวัสดุ พบว่ากลุ่ม Vita Enamic ทั้งกลุ่มที่ขัดด้วยหัวขัดและเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง มีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้น แต่ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างสองกระบวนการอย่างมีนัยสำคัญ ($p>0.05$) ในขณะที่วัสดุ CeraSmart กลุ่มที่ทำการขัดและเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงพบว่ามีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) โดยกลุ่มที่ทำการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยมากที่สุดเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่น ๆ (0.0944+0.008 ไมโครเมตร) ทำให้ปฏิเสธสมมติฐานข้อสองโดยสมมติฐานได้แก่กระบวนการจำลองการแปรงฟันจะส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวภายหลังผ่านกระบวนการขัดและเคลือบผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกส์ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมไม่แตกต่างกัน

โดยหัวขัดที่ใช้ในการศึกษานี้เป็นหัวขัดที่ออกแบบมาให้ใช้ได้กับวัสดุที่เป็นไฮบริดเรซิน-เซรามิก ที่มีลักษณะเป็นหัวขัดยางฝังผงกากเพชรที่สามารถขัดส่วนของเซรามิกให้เรียบเงาได้โดยที่ไม่ทำลายส่วนของโพลิเมอร์แมทริกซ์ของวัสดุ ซึ่งเพชรนั้นมีความแข็งผิวสูง (10 โมส์) ทำให้สามารถขัดผิววัสดุที่มีความแข็งผิวต่ำกว่านั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพ[14] โดยในกระบวนการวิจัยได้ทำการควบคุมการทดสอบโดยใช้ผู้วิจัยเพียงคนเดียวที่มีการฝึกฝนจนเชี่ยวชาญ และมีการทำการศึกษานำร่อง โดยทำการควบคุมการลากหัวกรอไป-กลับเป็นระยะทางที่เท่ากันและใช้แรงกดในการขัดใกล้เคียงกันมากที่สุดเป็นจำนวน 20 ครั้ง และเมื่อทดสอบการกระจายของข้อมูลพบว่ามีความแปรปรวนต่ำทำให้การควบคุมมีความน่าเชื่อถือและยอมรับได้ เมื่อพิจารณาตามกระบวนการเตรียมผิวด้วยหัวขัด พบว่าเมื่อวัดผลหลังขัดทันที วัสดุในกลุ่ม Vita Enamic และ CeraSmart มีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยไม่แตกต่างกันเมื่อใช้หัวขัดชนิดเดียวกันและกระบวนการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงนั้นถูกนำมาใช้ เนื่องจากวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิก ชนิดขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมนั้นมีโพลิเมอร์เป็นองค์ประกอบ แตกต่างจากวัสดุในกลุ่มกลาสเซรามิกส์ ทำให้ไม่สามารถเคลือบผิวด้วยการเผาได้[10] เมื่อพิจารณาตามกระบวนการเตรียมผิวด้วยการเคลือบผิวตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ พบว่าวัสดุทั้งสองชนิดมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่ากลุ่ม CeraSmart นั้นให้ค่าความหยาบผิวที่มากกว่า Vita Enamic แต่หากเปรียบเทียบภายในวัสดุชนิดเดียวกันจะพบว่า ทั้งกระบวนการขัดและเคลือบผิวนั้นให้ผลที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยสอดคล้องไปกับการศึกษาของ Sagsoz และคณะในปี 2016 ที่ทำการเปรียบเทียบผลของการเตรียมผิวด้วยการขัดและการเคลือบผิวที่มีต่อการต้านทานการติดสีของวัสดุในกลุ่มต่าง ๆ พบว่าวัสดุในกลุ่ม CeraSmart นั้นเมื่อทำการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงจะต้านทานต่อการติดสีต่ำกว่าพื้นผิวที่ได้จากการขัด เนื่องจากให้ความหยาบพื้นผิวที่สูงกว่าการขัด ซึ่งแตกต่างกับกลุ่ม Vita Enamic ที่ไม่พบความแตกต่างของผลระหว่างกลุ่มที่ทำการขัดและการเคลือบผิว โดยผู้วิจัยได้เสนอแนวคิดเกี่ยวกับการกีดขวางที่เกิดจากโมเลกุล (Steric hindrance) ซึ่งหมายถึงแรงที่เกิดจากการผลักกันระหว่างอะตอมของออกซิเจนภายในสารเคลือบผิวและภายในองค์ประกอบที่เป็น organic matrix ของวัสดุ CeraSmart ซึ่งอาจส่งผลต่อรูปร่างของโมเลกุลและส่งผลต่อแรงในการยึดติด ต่างจากในกลุ่ม Vita Enamic ที่เกิดการยึดอยู่ระหว่างสารเคลือบผิวกับวัสดุด้วยแรงสองขั้ว (dipole-dipole force) ทำให้เกิดแรงยึดที่สูงกว่า[10] นอกจากนั้นยังมีการศึกษาที่พบว่าพื้นผิวของวัสดุที่ผ่านการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงนั้น หากมองโดยรวมจะมีพื้นผิวที่เรียบ แต่เมื่อวัดค่าความหยาบพื้นผิวแบบสามมิติกลับพบลักษณะที่ขรุขระเป็นคลื่นด้วยเล็กน้อย ซึ่งอาจเป็นผลจากกระบวนการเตรียมผิวก่อนด้วยการพ่นอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ทำให้เกิดลักษณะบกพร่องของพื้นผิว

เกิดหลุมร่องเล็ก ๆ บนพื้นผิวก่อนการทาสารเคลือบผิว หรืออาจเกิดจากการที่สารเคลือบผิวในกลุ่ม Optiglaze นั้นมีองค์ประกอบที่เป็นอนุภาคอัดแทรกชนิดซิลิกาอยู่ด้วย เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้ชั้นเคลือบผิว แต่เนื่องจากมีความหนืดเพิ่มขึ้นอาจทำให้ไม่สามารถแผ่กระจายตัวได้ดีบนพื้นผิวของวัสดุ[15]

ปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อลักษณะพื้นผิวของวัสดุบูรณะในช่องปาก คือการแปรงฟัน โดยการทำความสะอาดด้วยการแปรงฟันช่วยในการกำจัดคราบจุลินทรีย์บนผิวฟัน อย่างไรก็ตามกระบวนการขัดสีจากการแปรงฟันอาจส่งผลเสียต่อพื้นผิววัสดุบูรณะ โดยทำให้พื้นผิววัสดุมีความหยาบพื้นผิวเพิ่มขึ้น ส่งผลให้มีการติดสีเพิ่มขึ้น[18-21] ส่งเสริมการเกาะของคราบจุลินทรีย์เพิ่มมากขึ้น[22,23] อาจส่งผลให้เกิดการอักเสบของอวัยวะปริทันต์ หรือฟันผุใต้ต่อวัสดุบูรณะตามมาได้ การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการแปรงฟันที่มีต่อค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ผ่านกระบวนการเตรียมพื้นผิวที่แตกต่างกัน โดยพบว่าเมื่อทำการเตรียมพื้นผิวด้วยวิธีการขัดด้วยหัวขัดและนำไปผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟัน วัสดุกลุ่ม Vita Enamic ให้ค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่ไม่แตกต่างจากวัสดุกลุ่ม CeraSmart อย่างมีนัยสำคัญ อาจกล่าวได้ว่าวัสดุทั้งสองมีการต้านทานต่อการสึก (Wear resistance) ใกล้เคียงกัน โดยมีการศึกษาที่พบว่าค่าความแข็งผิวของวัสดุ รวมทั้งคุณสมบัติเชิงกลและเชิงกายภาพอื่น ๆ ไม่ได้ขึ้นอยู่กับปริมาณของวัสดุอัดแทรกเพียงอย่างเดียว แต่ยังขึ้นอยู่กับการเรียงตัวของอนุภาควัสดุอัดแทรก ขนาดของอนุภาควัสดุอัดแทรก และชนิดของเรซินเมทริกซ์อีกด้วย[21,24] โดยวัสดุ Vita Enamic มีองค์ประกอบหลักเป็นโครงข่ายเฟลสปาร์เซรามิกที่มีความแข็งแรง อยู่ถึงร้อยละ 86 ซึ่งมากกว่าปริมาณของวัสดุอัดแทรกในวัสดุ CeraSmart ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นผลึกชนิดแก้วซิลิกาและแบเรียมขนาดเล็กระดับนาโนเมตร อยู่ร้อยละ 71 แต่อย่างไรก็ตามจากภาพ SEM ของวัสดุ CeraSmart จะพบการเรียงตัวของอนุภาคขนาดเล็กที่อัดแน่น และกระจายตัวอยู่อย่างเป็นระเบียบ โดยไม่พบการจับตัวกันเป็นกลุ่มก้อนของวัสดุอัดแทรก (aggregated filler particle) ซึ่งอาจเป็นเหตุผลที่ทำให้วัสดุมีการต้านทานต่อการสึกใกล้เคียงกับวัสดุ Vita Enamic[17] อย่างไรก็ตามมีการศึกษาก่อนหน้าที่พบว่าเมื่อทำการจำลองการแปรงฟันเป็นจำนวน 20,000 รอบ พบว่าวัสดุ CeraSmart ให้ค่าความหยาบพื้นผิวที่สูงกว่า Vita Enamic[21] ซึ่งไม่สอดคล้องกับผลการศึกษานี้ โดยสาเหตุที่ทั้งสองการศึกษาให้ผลที่ขัดแย้งกันอาจเนื่องจากแรงที่ใช้ในการแปรงนั้นแตกต่างกัน โดยการศึกษาก่อนหน้าใช้แรงในการแปรงที่มากกว่าคือ 3.4 นิวตัน ในขณะที่การศึกษาปัจจุบันใช้แรงในการแปรง 2.5 นิวตัน ตามมาตรฐานการวัดการสึกของวัสดุ (ISO on wear testing)[25] จึงอาจต้องมีการศึกษาต่อยอดเกี่ยวกับน้ำหนักของแรงที่ใช้ในการแปรงฟันที่แตกต่างกันซึ่งอาจส่งผลต่อค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุที่ได้

ในขณะที่กลุ่มที่ทำการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง เมื่อนำไปผ่านการแปรงฟันพบว่ามีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่เพิ่มขึ้นเช่นกัน ซึ่งกลุ่ม CeraSmart นั้นให้ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวสูงกว่า Vita Enamic อย่างมีนัยสำคัญ โดยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงทั้งสองชนิดนั้นมีองค์ประกอบ ที่คล้ายคลึงกันดังแสดงในตารางที่ 1 แต่มีคำแนะนำในการเตรียมพื้นผิวเพื่อให้เกิดการยึดติดของสารเคลือบผิวที่แตกต่างกัน การศึกษานี้จึงเตรียมผิววัสดุ Vita Enamic ด้วยกรดไฮโดรฟลูออริก ทาสารไซเลน และทาสารเคลือบผิวด้วยการฉายแสง (Vita Enamic Glazing) ส่วนวัสดุ CeraSmart นั้นทำการเตรียมพื้นผิวก่อนด้วยการพ่นอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ขนาดอนุภาค 50 ไมครอน ทาสารไซเลน และทาสารเคลือบผิวด้วยการฉายแสง (Optiglaze) ตามคำแนะนำของบริษัท ซึ่งการเตรียมผิวที่แตกต่างกันนี้อาจส่งผลต่อความคงทนของสารเคลือบผิวดังผลการศึกษาที่ได้ เพราะเมื่อนำไปผ่านการจำลองการแปรงฟัน จะเกิดการหลุดออกของชั้นเคลือบผิวนี้ ทำให้เกิดการเผยผึ่งของพื้นผิววัสดุที่อยู่ด้านใต้ โดยทั้งสองวัสดุนั้นมีการเตรียมพื้นผิวก่อนการทาสารเคลือบผิวที่แตกต่างกัน

โดยจากการศึกษาของ Muhlemann และคณะในปี 2019 ที่ทำการศึกษาค่าความหยาบพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปของวัสดุในกลุ่มไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ผ่านการขัดหรือเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงแล้วนำไปเร่งอายุการใช้งานด้วยการจำลองการแปรงฟัน เมื่อเวลาผ่านไปจากปีที่ 0 ถึง 5 พบว่ากลุ่มที่ขัดด้วยหัวขัดมีค่าความหยาบพื้นผิวที่ต่ำกว่ากลุ่มที่ทำการเคลือบผิว และโดยกลุ่มวัสดุ Vita Enamic มีความหยาบพื้นผิวที่ค่อย ๆ เพิ่มมากขึ้นจนพบการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญในปีที่ 5 แต่วัสดุ CeraSmart นั้นพบว่าในปีที่ 2 มีค่าความหยาบพื้นผิวที่ลดลง จากนั้นกลับมีความหยาบพื้นผิวเพิ่มมากขึ้นในปีที่ 5 และไม่มีความแตกต่างจากตอนก่อนเริ่มกระบวนการจำลองการแปรงฟัน และจากภาพ SEM พบว่าวัสดุในกลุ่ม Vita Enamic และ CeraSmart ที่ทำการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสงเมื่อเวลาผ่านไป จะพบลักษณะที่มีการหายไปบางส่วนของชั้นเคลือบผิวอย่างชัดเจนเมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการจำลองการแปรงฟัน ซึ่งจะเผยให้เห็นถึงชั้นของผิววัสดุที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวด้วยกรดไฮโดรฟลูออริกและการพ่นทรายอลูมินัมออกไซด์ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาค่าความหยาบพื้นผิวพบว่าเมื่อผ่านการแปรงฟัน วัสดุ Vita Enamic มีค่าความหยาบพื้นผิวที่ต่ำกว่าวัสดุ CeraSmart อาจเกิดจากการเตรียมพื้นผิวด้วยวิธีที่แตกต่างกัน ทำให้มีสภาพพื้นผิวที่แตกต่างกัน[26] เนื่องจากการกัดด้วยกรดไฮโดรฟลูออริกนั้นให้พื้นผิวที่มีการเปลี่ยนแปลงไปอย่างละเอียดกว่า (Fine structural change) แต่การพ่นด้วยอลูมินัมออกไซด์จะก่อให้เกิดให้รูปแบบการกัดพื้นผิวที่ขรุขระ เกิดหลุมร่องขนาดใหญ่ และไม่เป็นระเบียบมากกว่า[27] นอกจากนี้การเตรียมพื้นผิวที่ต่างกันอาจส่งผลต่อแรงยึดติดของสารเคลือบผิวกับพื้นผิววัสดุด้านใต้ได้ โดยมีการศึกษาที่ทำการศึกษาการ

เตรียมพื้นผิววัสดุในกลุ่มพีไอซีเอ็น และเรซิน เซรามิกส์ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมด้วยวิธีการต่าง ๆ เทียบกับวิธีการที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ แล้วนำไปยึดติดกับเรซินซีเมนต์ ภายหลังนำไปแช่ในน้ำเป็นเวลา 6 เดือน พบว่าวัสดุในกลุ่มพีไอซีเอ็น เช่น Vita Enamic ให้แรงยึดติดแบบเฉือน (Shear bond strength) ที่สูงกว่าวัสดุในกลุ่มเรซิน นาโนเซรามิกส์ เช่น CeraSmart[28] ซึ่งเป็นวิธีเดียวกันกับการเตรียมพื้นผิววัสดุที่ใช้ในการศึกษานี้ สอดคล้องไปกับลักษณะพื้นผิววัสดุของภาพ SEM ที่ได้จากการศึกษานี้ จากภาพจะพบว่าวัสดุที่ผ่านการขัดด้วยหัวขัดนั้นจะไม่พบการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวมากเท่ากับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง ที่จะพบลักษณะของพื้นผิวที่เรียบในตอนก่อนแปรงฟัน แต่เมื่อภายหลังนำไปผ่านกระบวนการแปรงฟันแล้วพบลักษณะที่มีการหลุดออกของชั้นเคลือบผิวและบางบริเวณที่มีรูพรุน โดยเฉพาะวัสดุในกลุ่ม CeraSmart ที่จะพบลักษณะที่เด่นชัดกว่าวัสดุในกลุ่ม Vita Enamic ดังแสดงด้วยลูกศรสีขาวในรูปที่ 2

ค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุ (Surface roughness) นั้นมักถูกวัดออกมาในลักษณะสองมิติเป็นค่า Ra โดยใช้เครื่องโปรฟิโลเมเตอร์ (Profilometer) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่นิยมนำมาใช้อธิบายความหยาบพื้นผิวของวัสดุเชิงปริมาณ (Quantitatively) ในทางทันตกรรม โดยเป็นตัวแปรที่สำคัญที่ใช้ตรวจสอบค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุในห้องปฏิบัติการโดยขึ้นอยู่กับความลึกของรอยขีดข่วนที่ปรากฏบนผิวของวัสดุ แต่อย่างไรก็ตามค่าความหยาบพื้นผิวนี้ไม่สามารถอธิบายลักษณะของพื้นผิวที่ทำการวิเคราะห์ได้ จากการศึกษาของ Kamonkhantikul และคณะในปี 2016 แนะนำว่าในการประเมินลักษณะทางพื้นผิวควรจะต้องใช้การวิเคราะห์ทั้งเชิงปริมาณและเชิงคุณภาพ ในการศึกษานั้นจึงใช้การวิเคราะห์โดยเครื่องโปรฟิโลมิเตอร์แบบสัมผัสร่วมกับการวิเคราะห์ลักษณะของพื้นผิวโดยใช้ภาพที่ได้จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope; SEM) โดยลำแสงอิเล็กตรอนจะส่องกราดไปบนผิวของวัตถุ ทำให้ได้ภาพซึ่งมีลักษณะ เป็นภาพ 3 มิติ[17] Whitehead และคณะในปี 1995 ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการใช้เครื่องโปรฟิโลมิเตอร์ชนิดสัมผัส (contact stylus tracing) กับการสะท้อนกลับของแสงเลเซอร์ (Laser reflectivity) ในการวัดความหยาบพื้นผิวเซรามิกในกลุ่มไดคอร์ที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ กัน พบว่าการวัดด้วยการสะท้อนกลับของแสงเลเซอร์เป็นวิธีที่ควรหลีกเลี่ยงในการนำมาวัดเซรามิกที่ผ่านการขัดแต่ง เนื่องจากความมันเงาของพื้นผิวอาจส่งผลกระทบต่อการสะท้อนของแสงเลเซอร์ได้ วิธีที่เหมาะสมคือการใช้เครื่องโปรฟิโลมิเตอร์ชนิดสัมผัส[29]

ถึงแม้ว่าค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยของวัสดุหลังผ่านการจำลองการแปรงฟันในการศึกษานี้ที่เทียบเท่าเวลาการใช้งานในช่องปากประมาณ 2 ปี จะมีค่าเพิ่มมากขึ้น แต่มีค่าต่ำกว่า 0.2 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยขั้นต่ำที่จะไม่เกิดการเกาะของคราบจุลินทรีย์[30] และนอกจากนี้ยังมีค่าต่ำกว่า 0.64 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยของเคลือบฟันที่มีการสัมผัสกัน[31] และต่ำกว่า 0.25-0.5 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่ลิ้นมนุษย์จะสามารถรับรู้ได้[32] แต่อย่างไรก็ตามแนวโน้มจากผลการศึกษานี้พบว่าค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยจะเพิ่มมากขึ้น จึงควรมีการศึกษาในระยะยาวมากขึ้น จากแนวโน้มของความหยาบผิวที่เพิ่มขึ้นภายหลังการแปรงฟัน หากมีการบูรณะฟันด้วยวัสดุในกลุ่มนี้ทันตแพทย์จึงควรมีการตรวจสอบสภาพวัสดุบูรณะเป็นประจำและทำการขัดให้เรียบเงาใหม่เป็นระยะเพื่อลดความหยาบผิวของวัสดุที่อาจเกิดจากการใช้งาน

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดเนื่องจากเป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ จึงไม่อาจจำลองสภาวะจริงในทางคลินิกที่อาจส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุได้ อาทิเช่น การขัดสีจากการใช้งานอื่น ๆ เช่น การบดเคี้ยว สภาวะในช่องปากที่มีความเป็นกรด มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ รวมไปถึงการศึกษานี้ได้ใช้หัวกรอในการขัดแต่งเพียง 1 ระบบ ซึ่งอาจจะไม่สามารถเป็นตัวแทนของหัวกรอในการขัดแต่งทั้งหมดที่มีอยู่ในท้องตลาดได้ ในอนาคตจึงควรมีการศึกษาต่อยอด เช่น การเพิ่มระบบหัวกรอในการขัดแต่ง การจำลองสภาวะการใช้งานในช่องปากเพิ่มเติม รวมไปถึงการใช้งานจริงทางคลินิกต่อไป

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการนี้พบว่า กระบวนการขัดและเคลือบผิวในวัสดุประเภทไฮบริดเรซิน-เซรามิกส์ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมนั้นมีประสิทธิภาพที่ใกล้เคียงกันเมื่อวัดผลทันที แต่ภายหลังผ่านการจำลองการใช้งานในช่องปากโดยการแปรงฟัน สำหรับวัสดุ Vita Enamic นั้นทั้งสองกระบวนการให้ผลที่ไม่แตกต่างกัน แต่สำหรับวัสดุในกลุ่ม CeraSmart พบว่าการขัดด้วยหัวขัดนั้นให้ประสิทธิภาพที่ดีกว่าการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ รศ.ทญ.ดร.ผกาภรณ์ พันธุวดี พิศาลธุรกิจ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติในงานวิจัย รวมถึงเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ เจ้าหน้าที่ภาควิชาชีวเคมีและเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือ ที่ใช้ในการทำวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. ***J Prosthodont Res*** 2014;58(4):208-16.

2. Denry I, Holloway J. Ceramics for Dental Applications: A Review. ***Materials (Basel)*** 2010;3(1):351-68.
3. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. ***J Prosthet Dent*** 2007;98(5):389-404.
4. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. ***J Dent Res*** 2014;93(12):1232-4.
5. Duarte S, Sartori N, Phark J-H. Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. ***Current Oral Health Reports*** 2016;3:198-202.
6. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. ***J Prosthet Dent*** 2015;114(4):587-93.
7. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. ***Int J Prosthodont*** 2015;28(3):227-35.
8. Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. ***J Esthet Restor Dent*** 2005;17(3):172-80; discussion 81-2.
9. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors *in vitro*. ***Dent Mater*** 2008;24(4):433-49.
10. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. ***J Adv Prosthodont*** 2016;8(6):417-22.
11. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An *in vitro* study. ***J Prosthet Dent*** 2018;120(1):107-13.
12. Ozarslan MM, Buyukkaplan US, Barutcigil C, Arslan M, Turker N, Barutcigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. ***J Adv Prosthodont*** 2016;8(1):16-20.
13. Daryakenari G, Alaghehmand H, Bijani A. Effect of Simulated Mastication on the Surface Roughness and Wear of Machinable Ceramics and Opposing Dental Enamel. ***Oper Dent*** 2019;44(1):88-95.
14. Sappinan P, Srisawasdi S. Effect of Various Polishing Techniques on Surface Roughness of CAD/CAM Ceramic Blocks. ***J Dent Assoc Thai*** 2017;67 91-106.
15. Tekce N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, Demirci M. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. ***J Adv Prosthodont*** 2018;10(1):50-7.
16. Kanter J, Koski RE, Martin D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. ***J Prosthet Dent*** 1982;47(5):505-13.
17. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. ***Dent Mater J*** 2016;35(2):225-32.
18. Yuan JC, Barao VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. ***J Prosthet Dent*** 2018;119(6):1000-6.
19. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. ***Dent Mater*** 2010;26(4):306-19.
20. O'Neill C, Kreplak L, Rueggeberg FA, Labrie D, Shimokawa CAK, Price RB. Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. ***J Esthet Restor Dent*** 2018;30(1):59-69.
21. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. ***Dent Mater J*** 2015;34(6):881-7.
22. Kim KH, Loch C, Waddell JN, Tompkins G, Schwass D. Surface Characteristics and Biofilm Development on Selected Dental Ceramic Materials. ***Int J Dent*** 2017;2017:7627945.
23. Engel AS, Kranz HT, Schneider M, Tietze JP, Piwowarcyk A, Kuzius T, *et al.* Biofilm formation on different dental restorative materials in the oral cavity. ***BMC Oral Health*** 2020;20(1):162.
24. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, *et al.* Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. ***J Prosthet Dent*** 2018;119(3):384-9.
25. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. ***Dent Mater*** 2006;22(8):693-701.
26. Muhlemann S, Bernini JM, Sener B, Hammerle CH, Ozcan M. Effect of Aging on Stained Monolithic Resin-Ceramic CAD/CAM Materials: Quantitative and Qualitative Analysis of Surface Roughness. ***J Prosthodont*** 2019;28(2):e563-e71.
27. Niizuma Y, Kobayashi M, Toyama T, Manabe A. Effect of etching with low concentration hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM resin block. ***Dent Mater J*** 2020;39(6):1000-8.
28. Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks. ***J Adhes Dent*** 2019;21(5):433-43.
29. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. ***J Oral Rehabil.*** 1995;22(6):421-7.
30. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dent Mater 1997;13(4):258-69.
31. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. ***J Dent Res*** 1991;70(9):1299-305.
32. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The *in vivo* perception of roughness of restorations. ***Br Dent J*** 2004;196(1):42-5.

Original Article

The Influence of Canine Angulation on the Frictional Resistance in Posterior Units

Sarawanee Chairat[1], Paiboon Techalertpaisarn[1], Pornhathai Liewsaitong[2], Preeya Suwanwitid[1], Pimsiri Kanpittaya[1]

[1]Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Private practice, Private Clinic, Bangkok, Thailand

Abstract

The aim of this study was to compare the frictional resistance in posterior units, which are influenced by canine angulation, with different wire sizes. Stainless steel (SS) arch wires, 0.016” x 0.016” and 0.016” x 0.022”, were ligated to posterior units consisting of different numbers of posterior 0.018-inch slot bracket and tube. The test assembly was fixed to a universal testing machine with 50-N load cell. To simulate the situation that a canine was distalized and tipped when using sliding mechanics, the wires were angled (0°, 5°, 10°, 15°) at the distance 12.5 mm from the mesial wing of premolar bracket and drawn through the units at a cross-head speed of 10 mm/min over 2 mm at room temperature. The maximum frictional resistance was measured. Frictional resistance in a posterior unit increased with the increasing angulation and wire size. Among the different angulations, wire sizes, and posterior unit combinations, a 15° angle 0.016” x 0.022” SS wire in a one-bracket + one-tube unit had the greatest frictional resistance. Frictional resistance in the 15° and 10° angle groups were significantly greater when compared to the 0° and 5° angle groups for nearly all bracket-wire combinations. The 0.016” x 0.022” SS wires demonstrated significantly greater frictional resistance than 0.016” x 0.016” SS wires in a one bracket + one tube unit with all wire angles. Frictional resistance of the posterior unit increased when the wire angle and the wire size increased. These results implied that increased canine angulation during the canine retraction phase increases frictional resistance of the posterior unit clinically.

Keywords: Canine angulation, Friction, Orthodontic archwire

Received Date: Apr 8, 2021 **Revised Date:** Apr 20, 2021 **Accepted Date:** May 28, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.7

Correspondence to:

Paiboon Techalertpaisarn, Department of OrthodonticsChulalongkorn University, 34 Henri Dunant Road, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8948 FAX: 02-218-8953 Email: paiboon.t@chula.ac.th

Introduction

Orthodontic tooth movement during space closure can be achieved through sliding mechanics, which involves either the brackets sliding along an archwire or the archwire moving through brackets and tubes. The sectional retraction technique for upper and lower canines is similar to segmented arch mechanics, in which the canine is retracted to the first premolar extraction site by elastic and moved along a guided sectional archwire. The resistance

to sliding, called the "frictional resistance" can occur during tooth movement. Kusy and Whitley[1] categorized frictional resistance into three components: (1) classical friction; (2) binding; and (3) notching. The frictional resistance is known to be a major problem in sliding mechanics during space closure in orthodontic treatment in both sectional and continuous archwire.[1-4] The clinical side effects that could occur during the canine retraction phase are distal canine tipping and rotate into a premolar extraction site (Fig. 1).[5,6]

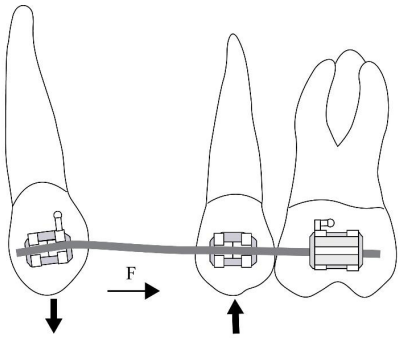


Figure 1 *Distal canine tipping is a side effect of canine retraction with sliding mechanics*

Shpack *et al.*[7] reported that during canine retraction, the amount of distal canine tipping was 6.1° in a tipping mechanics group and - 0.8° in a bodily mechanics group. As Ziegler *et al.*[8] have found, distal tipping of the canine occurred with 0.2° - 4.9° per millimeter of movement during canine retraction using sliding mechanics. The frictional resistance has been shown to increase proportionally, as the amount of canine tipping increased.[5]

Unpredictable and excessive frictional resistance is undesirable in orthodontic treatment, as it leads to unwanted tooth movement and considerably less efficient due to friction and binding. Orthodontists, therefore, would generally apply an additional force to compensate for such reduction in efficiency. However, lighter force is more preferable in orthodontic tooth movement since it is more comfortable for the patients and less compromising to the anchorage unit.[9]

It is important to understand and be able to control frictional resistance in posterior units during the use of orthodontic appliances. It can help improve the efficiency of an appliance system, determine in part the effectiveness of tooth movement and anchorage control, and eliminate undesirable side effects. Most studies investigated frictional resistance by using a single tipped canine bracket with different angles as a representation of a tipping canine. No studies have investigated frictional resistance in posterior teeth units when a canine bracket is tipped at different angles and the information of this situation is unknown. Thus, the aim of this study was to determine the frictional resistance in posterior units during canine retraction under different degrees of distally tipped canine, different wire dimensions, and different numbers of posterior bracket and tube.

Materials and methods

The sample size was determined based on the findings of a previous study[10] by using G*Power 3.1.9.2 (Universität Düsseldorf, Germany) with the alpha significance level of 0.05 and a beta of 0.20. The sample size calculated for each group was six templates.

This study used the upper left standard edgewise stainless-steel premolar bracket and upper first molar tube with a slot 0.018" x 0.025" (ORMCO, Glendora, CA), which represented a posterior unit. A custom-made model (Fig. 2) was used to test 0.016" x 0.022" and 0.016" x 0.016" straight stainless steel (SS) wires (ORMCO).

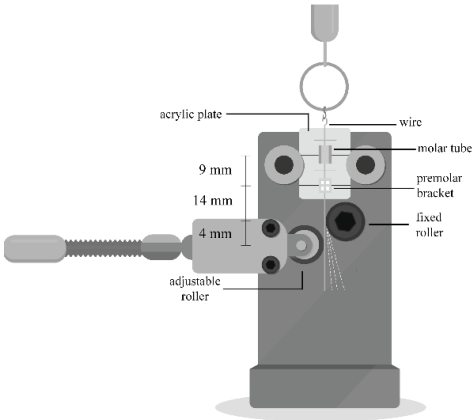


Figure 2 *The custom-made model with inner acrylic template*

The custom-made model consisted of two rollers; the first, a fixed roller, acted as the distal wing of a canine bracket; the second, an adjustable roller, represented

the mesial wing of a canine bracket. In order to simulate interbracket distance of the posterior buccal segment, the distance between the first roller and the premolar bracket was 14 mm, and the molar tube was 9 mm away from the premolar bracket (center to center). The 0.018” x 0.025” SS wire with a guiding bracket and tube was used to align the premolar bracket and the molar tube on the inner acrylic template (Fig. 3) in order to control the buccolingual and occluso gingival dimension of all brackets and tubes.

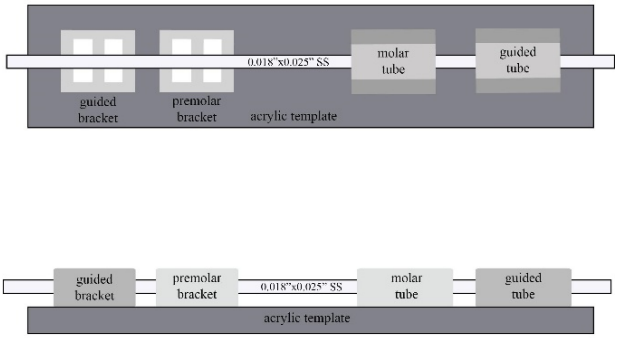


Figure 3 *To control the buccolingual and occluso gingival alignment of all brackets and tubes, the premolar bracket and molar tube were aligned with a guiding bracket, tube, and 0.018” x 0.025” SS straight wire on the acrylic template*

Light-cured adhesive (Transbond®XT, 3M Unitek, Monrovia, CA) was used to fix the bracket and tube on an acrylic template. Ninety-six acrylic templates were divided into 16 groups by degrees of wire bend (0°, 5°, 10°, 15°), wire sizes (0.016” x 0.022”; 0.016” x 0.016”), and the number of brackets and tubes (one premolar bracket + one molar tube unit, or only one premolar bracket unit). The wires were cut into 60-mm lengths and tied to the bracket by elastomeric ligatures. The acrylic template was attached to the custom-made model, the model placed in the testing holder and fixed to the universal testing machine (Shimadzu, AG-10TA Autograph, Kyoto, Japan) with 50 N load cell. The wire was positioned at the center of the bracket-tube slots and the rollers, drawn through the units at a cross-head speed of 10 mm/min for 2 mm at room temperature and no swing during the pull. To measure frictional resistance, the wire-bracket combinations were tested at four different angles (0°, 5°, 10°, 15°), and each measurement was carried out six times (Fig. 4A). Static friction was measured to calculate the mean frictional resistance in gram-force. Each wire, bracket and tube were used only once to avoid abrasion after testing and to rule out possible wear effects or errors from repeated use.

The frictional resistance of the roller was measured by pulling a straight wire through the device without the posterior unit (Fig. 4B), and the measured frictional resistance was deducted from the results with the posterior unit in order to obtain the frictional resistance of the posterior unit alone. To determine the roller resistance, the wire was gripped at the 12.5 mm length from the center of the first roller, where the mesial wing of the premolar bracket would be, with the testing holder of a universal testing machine and aligned in the same direction as the bracket slot. This was repeated using both wire sizes at all four angles.

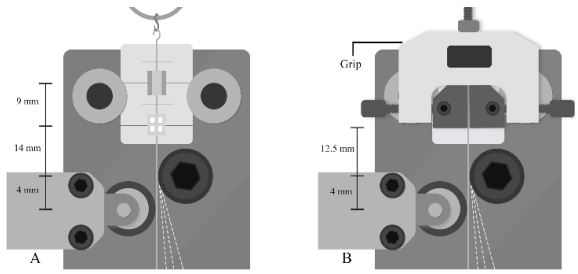


Figure 4 *A, a wire was tested with different angles in the testing machine. B, frictional resistance of the roller was measured at different angles*

Statistical analysis

The means and standard deviations of the frictional resistance in each experimental group were calculated and analyzed with SPSS statistical software version 22 (IBM Inc., Chicago, IL,). Normal distribution of the data was confirmed using the Kolmogorov-Smirnov test. The differences in wire sizes and the number of brackets and tubes were compared by using the independent *t*-test. One-way analysis of variance and Tukey’s post hoc honestly significant difference (HSD) test were used to compare within wire angle groups. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

The effect of angulation

Results indicated that the means and standard deviations of frictional resistance increased as angulation increased in all bracket-wire combinations (Table 1 and Fig. 5).

Table 1 *Comparison of statistical analysis of static frictional resistance (gram) for each wire-bracket combination and wire angle*

	wire size	0°		5°		10°		15°		*p*-value
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	
1 bracket	0.016" x 0.016"	142.7[a]	3.8	150.2[a]	2.2	156.9[a]	3.8	184.3[b]	4.3	.000*
	0.016" x 0.022"	141.4[c]	4.0	152.6[c]	6.5	184.0[d]	9.0	185.3[d]	10.9	.000*
1 bracket +1 tube	0.016" x 0.016"	138.4[e]	2.0	147.2[e]	4.5	186.3[f]	3.9	213.8[i]	3.0	.000*
	0.016" x 0.022"	169.1[j]	6.1	172.5[j]	8.6	200.2[k]	10.6	224.2[l]	6.9	.000*
Roller	0.016" x 0.016"	0.68	0.57	3.18	0.57	3.64	0.72	6.39	1.91	
	0.016" x 0.022"	0.86	0.65	3.01	0.53	4.83	0.97	8.74	2.28	

*For each row, values with the same superscript letter are not significantly different, One-way ANOVA test, *Significantly ($p < 0.05$)*

[a,b] for 0.016"x0.016" SS wire in a one-bracket unit, [c,d] for 0.016"x0.022" SS wire in a one-bracket unit

[e,f,i] for 0.016"x0.016" SS wire in a one-bracket + one-tube unit, [j,k,l] for 0.016"x0.022" SS wire in a one-bracket + one-tube unit

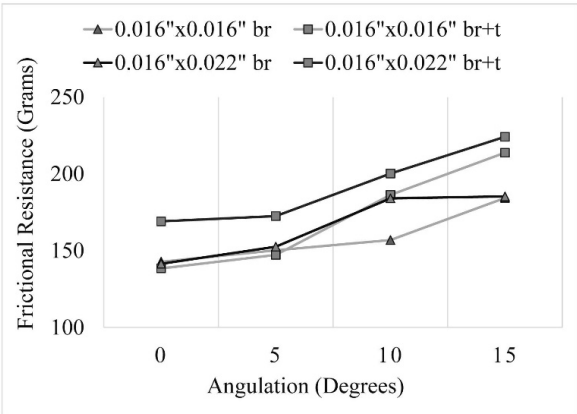


Figure 5 *The means value of frictional resistance; 0.016" x 0.016" SS with a one-bracket unit, 0.016" x 0.016" SS with a one-bracket + tube unit, 0.016" x 0.022" SS with a one-bracket unit, and 0.016" x 0.022" SS with a one-bracket + one-tube unit*

The average frictional resistance of 0.016" x 0.022" SS wires with one-bracket + one-tube unit at the 0°, 5°, 10°, 15° angles were 169.1±6.1, 172.5±8.6, 200.2±10.6, 224.2±6.8 grams, respectively. Tukey's HSD test (Table 1) indicated frictional resistances in the 10° angle groups were significantly higher frictional resistance when compared with the 0° and 5° angle groups for all bracket-wire combinations, except for 0.016" x 0.016" SS wires with the single bracket unit. At a 10° angle, the frictional resistance of 0.016" x 0.016" SS wires with the one-bracket + one-tube unit, 0.016" x 0.022" SS wires with the one-bracket + one-tube unit, 0.016" x 0.016" SS wires with the single bracket unit, 0.016" x 0.022" SS wires with the single bracket unit were 186.3±3.9, 200.2±10.6, 156.9±3.8, 184.0±9.0 grams, respectively. Nevertheless, no significant difference was found between frictional resistance in the 5° angle groups compared to the 0° angle groups in all bracket-wire combinations. Lastly, statistically significant differences were found when comparing frictional resistance of the 15° angle groups to the 0°, 5°, and 10° angle groups, except for 0.016" x 0.022" SS wires with the single bracket unit at a 10° angle.

The effect of wire size

The frictional resistance of 0.016" x 0.022" SS wires was significantly greater than 0.016" x 0.016" SS wires in every bracket-tube combination and angle, except for a single bracket unit at 0°, 5°, and 15° angles (Table 2).

Table 2 *Comparison of statistical analysis of static frictional resistance (grams) for each wire size*

	1 bracket			1 bracket + 1 tube		
Angulation	0.016" x 0.016" SS	0.016" x 0.022" SS	*p*-value	0.016" x 0.016" SS	0.016" x 0.022" SS	*p*-value
0°	142.7	141.4	.754	138.4	169.1	.000*
5°	150.2	152.6	.498	147.2	172.5	.001*
10°	156.9	184.0	.000*	186.3	200.2	.038*
15°	184.3	185.3	.875	213.8	224.2	.029*

*Frictional force data are presented as mean. Independent t-test, *Significantly ($p < 0.05$)*

The effect of the number of brackets-tubes

The frictional resistance of one-bracket + one-tube units were significantly greater than in the single bracket units for all wire sizes and angles, except for the 0.016” x 0.016” SS wires at 0° and 5° angles (Table 3).

Table 3 *Comparison of statistical analysis of static frictional resistance (grams) for each number of a bracket-tube*

	0.016” x 0.016” SS			0.016” x 0.022” SS		
Angulation	1 bracket	1 bracket + 1 tube	*p*-value	1 bracket	1 bracket + 1 tube	*p*-value
0°	142.7	138.4	.350	141.4	169.1	.000*
5°	150.2	147.2	.572	152.6	172.5	.001*
10°	156.9	186.3	.000*	184.0	200.2	.017*
15°	184.3	213.8	.000*	185.3	224.2	.000*

*Frictional force data are presented as mean. Independent t-test, *Significantly ($p < 0.05$)*

Discussion

The posterior unit of the canine retraction phase consists of a premolar bracket and a molar tube. This experiment simulated the main archwire bending caused by the tipping of the canine bracket. The rollers represented the canine bracket and created the preferred wire angles. When the wire was bent, frictional resistance could be found at the roller. In our study, frictional resistance of the roller was less than 10 grams at each wire angle. Since the frictionless rollers could not be constructed, the frictional resistance of the posterior unit could not be directly measured. Therefore, the frictional resistance obtained from the test was subtracted from the mean frictional resistance of the roller. To reduce the complexity of the force system, instead of pushing the wire into the canine bracket at the same angle every time, it was opted for the rollers to represent a tipped canine bracket.

Most of the frictional resistances of the one-bracket + one-tube units were significantly greater than in the single bracket units. Total frictional resistance was higher when a first molar tube was added. According to the results, frictional resistance in the one-bracket units had more than 80 % of the frictional resistance in the one-bracket + one-tube units. This implied that the nearest bracket to the extraction space has more influence on the frictional resistance than the more distal bracket. This finding was in accordance with previous studies. Ireland *et al.*[11] showed one-bracket units have frictional resistance 62 % - 86 % of two-brackets + one-tube units with NiTi and SS wire. However, the value of frictional resistance from the study could not be validly compared with our study because of the difference in bracket slot, wire size, angulation, and testing apparatus.

Several studies found that larger wire sizes were associated with increased frictional resistance.[12-15] These findings in this study, that the frictional resistance increased with increasing wire size, from 0.016" x 0.016" to 0.016" x 0.022", were similar to other studies.[12-16] Stiffness of the wires depends on the cross-sectional dimension in the bending direction of rectangular wires[17], and the smaller wire size with less stiffness was associated with a lower bracket/wire contact force for a given angulation and resulted in a lower static frictional resistance.[18] Nevertheless, the results showed that the larger wire has insignificantly less frictional resistance than the smaller wire, one bracket unit, at a 0° angle. Michelberger *et al.*[19] reported that the coefficient of friction of SS archwires was generally unaffected by the archwire dimension. The mean values of the coefficient of static friction for the 0.016" SS wire were equal to the 0.022" SS archwire surfaces tested with SS bracket.[19]

The present study showed that the frictional resistance did not increase proportionately with the angle. The resistance increased by 4 % - 27 % when the angle increased from 5° to 10°. Many studies[12,20] evaluated resistance to sliding with various angles and found that greater resistance to sliding occurred with increasing angles and when there was no clearance between wire and bracket. In this condition, angulation was above the critical angle, and the binding component was added to resistance to sliding.[1]

The results from this study showed that the frictional resistance of the posterior unit increased when the wire angulation increased. Profitt *et al.*[21] suggested that the net desired force for sliding teeth on an archwire was 100 grams per tooth. In this study, the average frictional resistance of 0.016" x 0.022" SS wires with a one-bracket + one-tube unit at 5° and 10° angles were 172.5 and 200.2 grams, respectively. Therefore, to prevent anchorage loss, in the case of 5 to 10 degrees of canine tipping, the optimal force for canine retraction should not exceed 300 grams. Previous studies have shown, the degrees of the distal canine tipping occur 0.2° - 4.9° per millimeter with sliding mechanics[8] and the force of the elastomeric chain degrades over time, the wire became straighter, resulting in a more canine upright.[6] From the statistical analysis, frictional resistances of most bracket-wire combinations at a 10° angle were significantly greater than 0° and 5° angles. Therefore, in a clinical situation, if canine angulation is not more than 10 degrees, an orthodontist can continue to retract canines without re-leveling. In other words, complete leveling of the arch before using sliding mechanics is considered to be unnecessary. On the other hand, to minimize frictional resistance, re-leveling would be required if the canine angulation is more than 10 degrees.

Conclusions

1. The angle of the wire, as required by canine angulation, the size of the wire, and the configuration of the posterior unit (bracket and tube) influences frictional resistance.
2. As the wire angle increased, the frictional resistance of the posterior unit increased. Canine uprighting is required to reduce frictional resistance if canine angulation is more than 10 degrees.
3. The 0° and 5° angulated archwires were not significantly different in frictional resistance in the posterior unit.
4. The larger wire resulted in increased frictional resistance at all angles.

Acknowledgements

Thank you to honorary professorial fellow Martin John Tyas, Australia for editing and advice on English expressions in this document. This work was supported by the Faculty Research Grant, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

References

1. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. ***Eur J Orthod*** 1999;21(2):199-208.
2. El-Bialy T. Segmented and sectional orthodontic technique: Review and case report. ***J Health Spec*** 2013;1(2):90.
3. Orton H, McDonald F. A simple sectional canine retraction technique using the properties of nickel titanium rectangular wire. ***Eur J Orthod*** 1985;7(2):120-6.

4. Sadowsky DPL, Rossouw DPE. Friction in Orthodontics-Introduction. ***Semin Orthod*** 2003;9(4):217.
5. Nanda RS, Tosun Y. Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice. Chicago, Quintessence Publishing Company; 2010.
6. Alexander RG. The 20 Principles of the Alexander Discipline. Chicago, Quintessence Publishing Company; 2008.
7. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon AD. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. ***Angle Orthod*** 2008;78(1):95-100.
8. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1989;95(2):99-106.
9. Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1999;115(1):39-51.
10. Pornhathai Liewsaitong, Paiboon Techalertpaisarn. Comparison of resistance to sliding in posterior units with various angulations of molar tubes. ***Cu Dent J*** 2019;42:1-10.
11. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. ***Eur J Orthod*** 1991;13(4):322-8.
12. De Franco DJ, Spiller RE, von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. ***Angle Orthod*** 1995;65(1):63-72.
13. Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. ***Aust Orthod J*** 2004;20(1):25-30.
14. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1995;107(1):20-7.
15. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1990;98(2):117-26.
16. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1991;100(6):513-22.
17. Nanda R. Biomechanics in Clinical Orthodontics. Philadelphia, W.B. Saunders Company; 1997.
18. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. ***Am J Orthod*** 1980; 78(6):593-609.
19. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2000;118(6):662-74.
20. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2002;122(3):295-305.
21. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Health Sciences; 2018.

Original Article

Effect of Vitamin C Solution on Microtensile Bond Strength and Fracture Resistance of Non-vital Bleached Tooth Restored with Resin Composite

Pimduean Sivavong[1], Chaiwat Maneenut[1]

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution on the dentin bond strength of a resin composite to a non-vital bleached tooth and on the fracture resistance of a restored non-vital bleached tooth. Sixty (30 pairs, left and right) extracted sound human maxillary premolar teeth were collected from 30 patients. All the teeth were endodontically treated and each pair was randomly assigned into microtensile bond strength and fracture resistance tests. The teeth of each test were divided into three groups which were 1) non-bleached tooth, 2) bleached with 35% hydrogen peroxide and immediately restored with resin composite, and 3) bleached with 35% hydrogen peroxide, followed by an application of 10% vitamin C prepared solution and immediately restored with a resin composite. Samples of the microtensile bond strength test were cut to obtain stick-shaped specimens and tested with a universal testing machine. Samples of the fracture resistance test were embedded in acrylic resin with a simulated periodontal ligament before being subjected to an axial compression test with the universal testing machine. Results showed that the bleached tooth followed by 10% vitamin C solution application group had the highest microtensile bond strength while the bleached group had the significant lowest bond strength. The non-bleached group showed the highest fracture strength, and the bleached group had the significantly least strength. There was no significant difference between the non-bleached group and vitamin C solution application group in both microtensile bond strength and fracture strength tests. The most failure mode for all groups was adhesive failure in the microtensile bond strength test and was favorable failure in the fracture resistance test. The microtensile bond strength was positively correlated to the fracture resistance. In conclusion, the use of 10 % vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution could reverse the microtensile bond strength and fracture strength of a non–vital bleached tooth.

Keywords: Antioxidant agent, Bleaching, Fracture resistance, Microtensile bond strength, Sodium ascorbate, Vitamin C

Received Date: May 28, 2021 **Revised Date:** Jun 2, 2021 **Accepted Date:** Jun 17, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.8

Correspondence to:

Chaiwat Maneenut, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Pathumwan, Bangkok, 10300 Thailand. Tel: 081-697-9682 E-mail: chaiwat.m@chula.ac.th

Introduction

Non-vital bleaching is a well-known procedure to correct a discolored tooth after endodontic treatment, and that such a bleached tooth requires adhesive restoration as soon as possible. Several studies showed that restoring the bleached tooth immediately with a bonding system and resin composite earned lower bond strength[1,2] and fracture strength[3,4] compared to that of a non-bleached tooth. The reduction in the bond strength and fracture strength was affected by the remnant of bleaching agents[5-7] and tooth structure alteration.[8,9] So, delaying the bonding procedure for at least one to three weeks was recommended.[1,10] However, delaying the bonding procedure in a non–vital bleached tooth may increase the risk of tooth fracture due to the usual loses of its structure because of the carious lesion and existing restorations, and the loss of structural integrity during access opening and canal preparation.[11] Therefore, appropriate and prompt restoration is highly recommended after the completion of endodontic treatment. In a questionable prognostic tooth that needs further follow-up prior to having final restoration, intermediate adhesive restoration can strengthen the tooth better than a non–adhesive one.[12] Hence, resin composite is the material of choice to reduce the risk of fracture because it is able to adhere to the cavity wall allowing partial recovery of the strength lost during access opening.

To minimize the undesired effect of the remnant bleaching agents on the bonding quality and fracture strength of the tooth, the use of antioxidants to neutralize free radicals before the restoration was proposed. Many researchers reported that the use of antioxidant agents, sodium ascorbate, could reverse the bond strength of a resin composite restoration without delaying the bonding procedure.[2,6,13] The sodium ascorbate application in the non-vital bleached tooth before a resin composite restoration also significantly gave higher fracture resistance compared to an immediately restored non-vital bleached tooth.[3,4] Pure sodium ascorbate is not a daily commercial product and hardly used for dental purposes. However, it is a component of a vitamin C tablet which is an over-the-counter product.[14,15] Regarding the statements mentioned above, this study aimed to evaluate the effect of vitamin C containing sodium ascorbate prepared into a solution on the bond strength of a resin composite to a non–vital bleached tooth and the fracture resistance of a non–vital bleached tooth after restoring with a resin composite. In addition, the correlation between the bond strength and fracture resistance was also assessed if there was any significant differences between groups for both the bond strength and the fracture resistance tests. The research proposal was approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2020-045).

Materials and Methods

Sixty (30 pairs, left and right) extracted sound human maxillary premolar teeth with similar width and length, single root with two root canals, and mature apices were collected from 30 patients, aged between 16–40 years old, according to ISO technical specification 11405. The teeth were extracted from each patient due to orthodontic reasons. The teeth were free of fracture/ crack line or carious lesions. All teeth were cleaned and stored in 1% chloramine-T trihydrate solution for one week at room temperature (24-26°C). Then, they were washed with tap water and stored in distilled water at 4°C. Collected teeth were used within six months after extraction.

The access opening was performed in all sixty premolar teeth with a dimension of 3 mm mesial-distal width and 4 mm buccal-lingual width. Working length was determined by subtracting 1 mm from the root length using a K-file. Instrumentation was carried out using a Ni-Ti rotary instrument (ProTaper™ Next, Dentsply Sirona, USA) from X1 to X3 at 300 rpm, 2N/cm by pecking motion. The root canals were finally flushed with 3 ml of 17% EDTA (ethylenediaminetetraacetic acid) for one minute followed by 5 ml of 2.5% sodium hypochlorite. Root canal obturation was done by single cone technique using match-tapered cone X3 (ProTaperTM Next, Dentsply

Sirona, USA) with resin-based sealer (AHTM plus, Dentsply Sirona, USA). The gutta-percha was cut to the level of 2 mm below the cemento-enamel junction. The pulp chamber was cleaned, dried, and temporarily filled with a cotton pellet and zinc oxide temporary filling (Cavit G, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). The teeth were immersed in distilled water at 37°C. After 24 hours, tooth access was reopened and resin-modified glass ionomer cement (Vitrebond, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) was applied in the cavity using a dycal carrier to gain the final depth of 6 mm measuring from the tip of the buccal cusp. The radiographic image was taken to reassure the adaptability of the resin-modified glass ionomer cement. Both left and right maxillary premolars of each pair were randomized and assigned into microtensile bond strength test and fracture resistance test groups. Teeth in each test were divided into three subgroups which were 1) non-bleached, 2) bleached and immediately bonded and restored with resin composite and 3) bleached, followed by application of 10% vitamin C solution, and immediately bonded and restored with resin composite.

The samples in groups 2 and 3 were treated with 35% hydrogen peroxide bleaching gel (Opalescence ENDO, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA). The bleaching agent was filled in the cavity leaving 2 mm of space for a cotton pellet and zinc oxide temporary filling (Cavit G, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). The samples were stored in an incubator at 37°C and 100% humidity for four days as recommended by the manufacturer. After four days, the bleaching agent was washed out with distilled water for 60 seconds and the cavity was dried with oil-free air using a triple syringe.

A ten percent concentration by weight/volume of vitamin C solution was freshly prepared for each tooth using two vitamin C tablets (Hicee Sweetlets 500 mg, Bangkok, Thailand) containing ascorbic acid and sodium ascorbate. The vitamin C tablets (1000 mg) were ground for five minutes into fine powder using a mortar and pestle and dissolved in 10 ml distilled water. The pulp chamber of samples in group 3 was applied with 10 ml of vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution at the rate of 1 ml/min, using the syringe, for ten minutes. The solution was agitated with a micro brush during the application.[16] The solution was washed out with distilled water and dried using the triple syringe.

The prepared cavities in all teeth were etched with 37.5% phosphoric acid for 15 seconds, washed with a water spray for 15 seconds, and gently dried for three seconds with the triple syringe but did not desiccate. The primer (Optibond FL, Kerr, Orange, CA, USA) was applied for 15 seconds with a gentle agitating motion and air-dried to evaporate the solvent. The adhesive (Optibond FL, Kerr, Orange, CA, USA) was applied with a light brushing motion for 15 seconds and light-cured for 20 seconds (~1,000 mW/cm^2) with a light-emitting diode (LED) light-curing unit (Demi™ LED light-curing system, Kerr, Orange, CA, USA). Bulk-fill resin composite (Filtek™ One Bulk Fill Restorative capsule; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) was placed into the cavity. The first layer was a 4 mm increment and light cured for 40 seconds. A dental probe was used to measure the depth of the increment. The second layer was a 2 mm increment which was adapted to occlusal margin and light cured for 40 seconds. A radio graphic image was taken to reassure that there was no gap at the bonded interface. The teeth were stored in 37°C distilled water for 24 hours before the microtensile bond strength and fracture resistance tests.

For the microtensile bond strength test, the occlusal portion of the sample was horizontally cut at 2 mm from the buccal cusp tip to expose the dentin. The coronal part was vertically cut with 1 mm width in a mesial-distal direction to the cemento-enamel junction and horizontally cut with 1 mm thickness in a buccal-lingual direction to obtain stick-shaped specimens. Four specimens were obtained from two levels of the mid-dentin of each tooth. (Fig. 1)

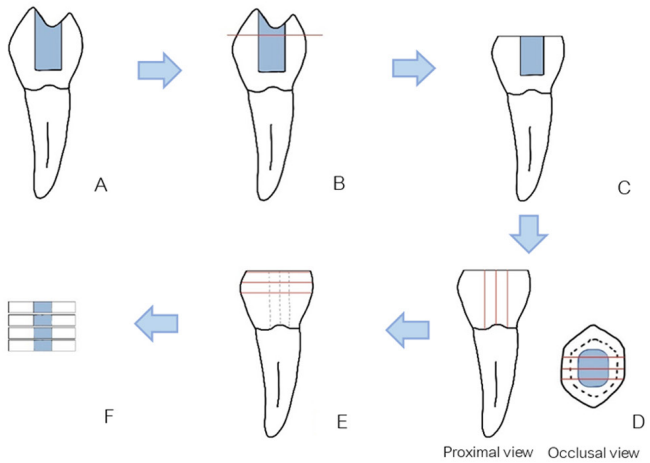


Figure 1 *Diagrammatic presentation of specimens' preparation for microtensile bond strength test*
A) The tooth was restored with resin composite
B) The occlusal portion was horizontally cut at 2 mm from the buccal cusp tip to expose the dentin
C) The tooth with a flat occlusal surface
D) The tooth was vertically cut with 1 mm width in mesial-distal direction to the cemento-enamel junction
E) The tooth was horizontally cut with 1 mm thickness in buccal-lingual direction at mid-dentin
F) Four specimens were obtained from two levels of mid-dentin of each tooth

The size of the specimens was reassured with the range of 1.0 ± 0.1 mm in thickness by a digital caliper. The specimen was attached to the universal testing machine (EZ-S, Shimadzu, Japan) with cyanoacrylate adhesive and subjected to a tensile force at 500 N and crosshead speed at 1 mm/min until the specimen was fractured. The bond strength expressed in megapascal (MPa = 1 N/mm^2) was calculated using an equation as the least force breaking the bond tension (N) divided by the cross-sectional area (mm^2). The mean bond strength of four stick-shaped specimens derived from each tooth represented the microtensile bond strength of that tooth. All fractured specimens were examined by a stereomicroscope at x45 magnification (ML 9300®, MEIJI, Japan) to define the location of the bonded failure. The bonded failure mode was modified from Turkun and his colleague[17] which was classified as adhesive failure (>75% of failure along the dentin and resin composite interface), cohesive failure in dentin (>75% of failure within the dentin), cohesive failure in resin composite (>75% of failure within the resin composite), and mixed failure (combined at least two of the failure types from above).

For the fracture resistance test, the tooth-samples were subjected to periodontal ligament simulation preparation using a polyvinyl siloxane-based material (DMG Silagum Light, Hamburg, Germany).[18] The samples were embedded in self-cured acrylic resin at 2 mm underneath the cemento-enamel junction to simulate alveolar bone level. All specimens were subjected to an axial compression test in a universal testing machine (LR10K, LLOYD Instruments, England) using a 4-mm steel sphere head positioned at the middle of the occlusal surface in which the lingual incline of the buccal cusp and the buccal incline of the lingual cusp were touched. (Fig. 2)

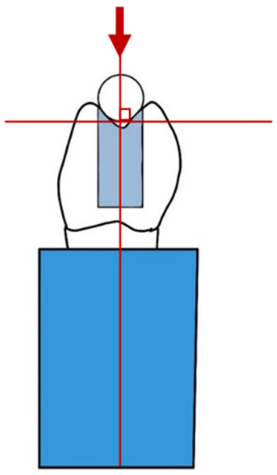


Figure 2 *Diagrammatic presentation of the load application in the axial compression test*

The load was applied with a crosshead speed of 0.5 mm/min. A reduction of the force by 30 % of the maximum load indicating the presence of failure so the maximum force up to this point was recorded as the force at fracture.[19] The specimen was removed from the acrylic resin mold to assess the mode of fracture by visual inspection. The fracture above the simulated bone level was classified as a favorable failure while the fracture below the simulated bone level was classified as an unfavorable failure.[19]

The microtensile bond strength and fracture resistance tests were analyzed by one-way ANOVA with Tukey post-hoc analysis. The correlation between microtensile bond strength and fracture resistance test was determined by Pearson's correlation. The failure mode after the microtensile bond strength and fracture resistance test was analyzed using the Chi-square test. The significance was set at $p<0.05$.

Results

The study revealed that group 3 (bleached and vitamin C solution application) had the highest microtensile bond strength (55.566 ± 3.514 MPa) followed by group 1 (non-bleached) (54.949 ± 7.541 MPa), and group 2 (bleached) (36.571± 2.609 MPa). (Table 1)

Table 1 *Mean microtensile bond strength, standard deviation, standard error, maximum, and minimum values*

Group	n	Mean (MPa)	Standard deviation (MPa)	Standard error (MPa)	Minimum (MPa)	Maximum (MPa)
Non-bleached	10	54.949[a]	7.541	2.385	41.830	64.927
Bleached	10	36.571[b]	2.609	0.825	32.792	39.747
Bleached and Vitamin C	10	55.566[a]	3.514	1.111	51.282	62.361

**Same abbreviation letter means no statistically significant difference*

The microtensile bond strength of group 3 was not significantly different from group 1 ($p>0.05$). The most common failure mode was adhesive failure followed by mixed failure. (Fig. 3) There was no statistical difference in failure mode among the groups ($p>0.05$).

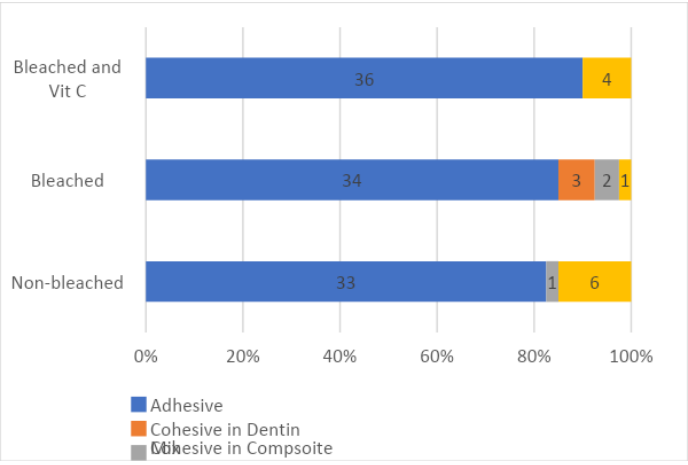


Figure 3 *The percentage of the failure mode in microtensile bond strength test*

Fracture resistance results demonstrated that group 1 (non-bleached) had the highest strength (1053.44 ± 183.65 N), followed by group 3 (bleached and vitamin C solution application) (972.39 ± 164.39 N) while group 2 (bleached) had the significant lowest strength (616.98 ± 97.07 N). (Table 2)

Table 2 *Mean fracture resistance, standard deviation, standard error, maximum, and minimum values*

Group	n	Mean (MPa)	Standard deviation (MPa)	Standard error (MPa)	Minimum (MPa)	Maximum (MPa)
Non-bleached	10	1053.44[a]	183.65	58.08	792.77	1326.00
Bleached	10	616.98[b]	97.07	30.70	473.26	778.80
Bleached and Vitamin C	10	972.39[a]	164.39	51.98	724.90	1175.40

**Same abbreviation letter means no statistically significant difference*

The fracture strength of group 1 was not significantly different from group 3 ($p>0.05$). The most common failure mode was favorable failure. (Fig. 4) There was no statistical difference of failure mode among the groups ($p>0.05$). All the fractures occurred at the lingual cusp where the restoration remained in the cavity. (Fig. 5)

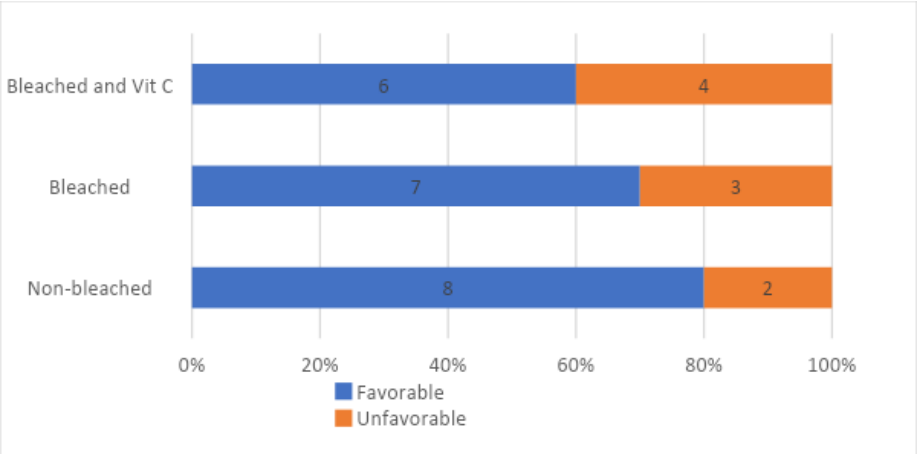


Figure 4 *The percentage of the failure mode in fracture resistance test*

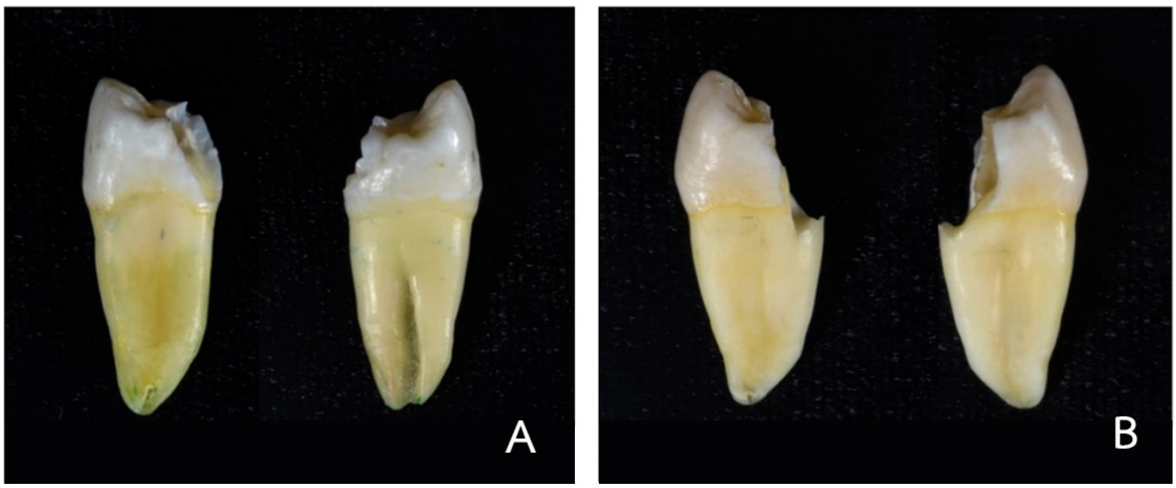


Figure 5 *Fracture pattern; A) Favorable failure, B) Unfavorable failure*

Pearson's correlation analysis of all specimens from all groups showed positively correlated between microtensile bond strength and the fracture strength ($r=0.639$, $p<0.001$).

Discussion

In this study, the factors that could affect the microtensile bond strength and fracture strength were controlled. The width and length of selected premolar teeth were not statistically different between groups (p>0.05). All the access cavities were prepared with the same dimension and those of the root canal were prepared by the Ni-Ti rotary instrument from X1 to X3. To simulate the occlusal force distribution of the natural teeth, all specimens subjected to a fracture resistance test were simulated periodontal ligament with a 0.2-0.3 mm thickness which was approximately equal to the average thickness of the periodontal ligament. The polyvinyl siloxane-based material was used because its elastic modulus resembles a human periodontal ligament.[20]

In terms of the bond strength test, the microtensile bond strength test was used in this study because it provides a more uniform stress distribution due to its smaller specimens compared to either a tensile or a shear bond strength test.[21] All teeth were cut to obtain stick-shaped specimens with almost the same dimensions. Four specimens were obtained from two levels of the mid-dentin because the bonding interface at those levels was straight in which the applying force would be perpendicular to the bonded interface. (Fig. 1) The mean of the bond strength from all four specimens would represent the bond strength of the cavity. However, the size and density of the dentinal tubules are different in each dentin depth which affects the bonding efficiency. The outer dentin is less sensitive to the bonding quality than the inner dentin.[22] Therefore, the mean bond strength at superficial and deep dentin may be different from the presented bond strength in this study.

The results of this study revealed that immediately bonded with resin composite in a non-vital bleached tooth significantly decreased the microtensile bond strength to the dentin by approximately 30 % and decreased the fracture strength by approximately 40 % compared to a non-bleached tooth. The scanning electron microscope illustrated that the immediately bonded the bleached tooth with resin composite showed a fractured hybrid layer contained incomplete infiltrated collagen fibrils and most of the resin tag were dislodged from the dentinal tubules.[2,6] Titley and others showed the porosities in the resin tag of peroxide-treated etched enamel. The porosities could occur from the gas which was a by-product of the oxidation reaction and remained underneath the enamel surface.[7] Although the hydrogen peroxide could affect both the enamel and dentin bonding, the impact on dentin was more than on the enamel due to its higher organic compound.[23] These factors could be the cause of the lowest microtensile bond strength and fracture strength found in bleached groups. Even though the fracture resistance of bleached teeth conducted by Bonfante and colleagues found that internal bleaching with 37% carbamide peroxide did not weaken the dental tissue.[24] This different result to our study could be the different amount of active hydrogen peroxide. About 37% carbamide peroxide used in their study was decomposed into only 11.1% hydrogen peroxide which was lower than 35% hydrogen peroxide used in this study.

Nevertheless, the remaining hydrogen peroxide from the bleaching procedure in the tooth structure could leach out continuously. To shorten the delaying time before performing the final bonded restoration, an antioxidant such as sodium ascorbate had been introduced.[2,6,13] Since sodium ascorbate is a component of vitamin C tablets which is easily available from a drug store or convenient store, a prepared vitamin C solution was used in this study. The result of this study demonstrated that the use of 10% vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution could reverse the microtensile bond strength to dentin and improve the fracture strength of the bleached tooth. No significant difference was found in both microtensile bond strength and fracture strength of non-bleached and bleached followed by the vitamin C solution application groups (p>0.05). The result was consistent with the study performed by Niyatiwatchanchai and Maneenut who

evaluated the effect of vitamin C suspension on microtensile bond strength of bleached dentin to resin composite. In their study, the vitamin C suspension at 10% concentration was used after internal bleaching with 35% hydrogen peroxide followed by immediately restored with resin composite. They found that vitamin C suspension could recover the compromised bond strength of the bleached dentin.[25] Another *in vitro* study was conducted by Khoroushi and colleagues to assess the fracture resistance of endodontically treated teeth undergoing a combination of 38% hydrogen peroxide in–office bleaching and 9.5% hydrogen peroxide home bleaching. The 10% sodium ascorbate hydrogel was applied in the access cavity and on the buccal surfaces for 24 hours before a resin composite restoration. The results also showed that the use of sodium ascorbate significantly increased the fracture resistance.[4] This reverse effect of both bond and fracture strengths may be due to the antioxidant capacity of the vitamin C containing sodium ascorbate which is able to quench reactive free radicals in biological systems. The improvement of bond and fracture strength may be explained by the ability of this reducing agent, ascorbate, in donating two high–energy electrons to scavenge the free radicals resulting from the bleaching treatment and turns into dehydroascorbate.[26] Hence, the resin polymerization could proceed without premature termination which resulted in reversing the negative effect of the bleaching agent.

Many studies have used sodium ascorbate since it has a neutral pH. Several studies revealed that there was no significant differences among sodium ascorbate above 10% concentration, so it was expected that the concentration of sodium ascorbate at 10% was effective in reversing the strength and neutralizing the oxidation effect after the bleaching procedure.[27,28] Kimyai and Valizadeh also discovered that there was no significant difference between hydrogel and solution form of sodium ascorbate in reversing the bond strength.[29] Freire and colleagues demonstrated that there was no significant difference in the release amount of hydrogen peroxide between a 60-minute and a 10-minute application time.[30] Moreover, Bulut and colleagues suggested that the continuously refreshed and agitatedly applied antioxidant could enhance the neutralizing effect.[16] Therefore, the 10% vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution was freshly prepared before agitatedly applied into the pulp chamber for ten minutes at the rate of 1 ml/min for this study.

The present study was designed to simulate the clinical situation so both the sodium hypochlorite and EDTA had been used to irrigate the root canal. The previous study showed that the bond strength of dental adhesives was compromised using sodium hypochlorite on the root and dentinal crown due to the presence of reactive residual free – radicals in the reagent which tended to compete with propagating vinyl free–radicals generating light activation of dental adhesive resulting in the premature chain termination of the propagation stage and incomplete polymerization.[6,31] Moreover, the EDTA also causes the demineralization of the dentin, decreases the dentin hardness, increases the dentin permeability, and removes the inorganic component of the smear layer.[32] Hence, sodium hypochlorite may negatively affect the dentin bond strength while the use of EDTA probably improves not only the adaptability of the root canal sealer to the root canal wall but also the penetration of the dental adhesive into the dentinal tubule which possibly enhances the bond strength and fracture strength.

Considering the failure mode, adhesive bond failure was a desirable mode to assure the real bond strength between two substrates. In this study, adhesive bond failures were predominantly observed in all microtensile bond strength test groups. There were only a few cohesive and mixed failures. This result was due to the small surface area at the bonding interface where the stress is uniformly distributed when the force was perpendicular to the interface dominantly.[21] In terms of the fracture resistance test, most of the specimens showed favorable failures and occurred at the lingual cusp. (Fig. 5) This can be explained by the size of the lingual cusp of the maxillary premolar that was smaller than the buccal cusp and more

concave at the cemento-enamel junction.[33] The fracture located at the interface of the resin composite and the tooth structure in all the specimens which revealed that the fracture strength in this study was the effect of bonded restoration. However, the fracture pattern was not significantly different among the groups ($p>0.05$). Khoroushi and colleagues also found that the favorable fracture was higher in the non-bleached group and 10% sodium ascorbate group while the immediately bonded after bleaching group significantly showed the highest unfavorable fracture. All the specimens in their study were thermocycling for 500 cycles before fracture resistance evaluation so the study also supported our results in the way that the non-vital bleached tooth could not withstand the bite force in the long term if they were immediately bonded after bleaching.[4]

According to the results in this study, there was a relationship between the microtensile bond strength and fracture resistance of a non-vital bleached tooth restored with resin composite ($r=0.639$, $p<0.001$). This could be implied that the higher bond strength can strengthen the entire tooth structure so that they can withstand the higher bite force. We could infer from the results of this present study that 10% vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution could be used as an alternative substrate instead of pure sodium ascorbate prepared solution to treat the non–vital bleached tooth before being immediately restored with resin composite. The alteration in the oxidation reaction of the oxidized substrate, vitamin C, allowed the chain transfer reaction in the propagation stage of the free radical polymerization to proceed without premature termination and reversed the bond strength and fracture strength affected by hydrogen peroxide. The appropriate and prompt restoration is highly recommended after the tooth undergoes endodontic treatment due to the loss of structural integrity during access opening and root canal preparation.

In respect to the clinical relevance, normally both vertical and lateral forces could affect the maxillary premolar. Jordão-Basso and colleagues demonstrated that the non-vital bleached tooth had the lowest fracture strength while the 10% sodium ascorbate treated tooth significantly increased the fracture strength when the force was applied with an angle of 135° relative to the long axis of the root.[3] However, their study was performed in bovine incisors and there are no studies in the current literature that evaluate the lateral force on the human bleached maxillary premolar tooth. Therefore, further study is required for more information.

Conclusion

Within the limitations of this study, it could be concluded that non–vital tooth bleaching decreased the microtensile bond strength of the dentin to resin composite and the fracture resistance. However, the use of 10% vitamin C containing sodium ascorbate prepared solution immediately after bleaching could reverse both the bond strength of resin composite to dentin and the fracture resistance of a non–vital bleached tooth which was not significantly different from the non-bleached tooth. Also, the microtensile bond strength was positively correlated to the fracture resistance of a non–vital bleached tooth.

Declaration and Acknowledgement

The authors do not have any financial interest in the companies whose materials are discussed in this article. The authors gratefully acknowledge the Dental Material Research and Development Center , Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University for their hospitality.

References

1. Cavalli V, Sebold M, Shinohara MS, Pereira PNR, Giannini M. Dentin bond strength and nanoleakage of the adhesive interface after intracoronal bleaching. ***Microsc Res Tech*** 2018;81(4):428-36.
2. Whang H-J, Shin D-H. Effects of applying antioxidants on bond strength of bleached bovine dentin. ***Restor Dent Endod*** 2015;40(1):37.
3. Jordao-Basso KC, Kuga MC, Dantas AA, Tonetto MR, Lima SN, Bandeca MC. Effects of alpha-tocopherol on fracture resistance after endodontic treatment, bleaching and restoration. ***Braz Oral Res*** 2016;30(1).

4. Khoroushi M, Feiz A, Khodamoradi R. Fracture Resistance of Endodontically-treated Teeth: Effect of Combination Bleaching and an Antioxidant. ***Oper Dent*** 2010;35:530-7.
5. Briso AL, Toseto RM, Rahal V, dos Santos PH, Ambrosano GM. Effect of sodium ascorbate on tag formation in bleached enamel. ***J Adhes Dent*** 2012;14(1):19-23.
6. Lai SC, Mak YF, Cheung GS, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, *et al.* Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. ***J Dent Res*** 2001;80(10):1919-24.
7. Titley KC, Torneck CD, Smith DC, Chernecky R, Adibfar A. Scanning electron microscopy observations on the penetration and structure of resin tags in bleached and unbleached bovine enamel. ***J Endod*** 1991;17(2):72-5.
8. Eimar H, Siciliano R, Abdallah MN, Nader SA, Amin WM, Martinez PP, *et al.* Hydrogen peroxide whitens teeth by oxidizing the organic structure. ***J Dent*** 2012;40 Suppl 2:e25-33.
9. Llena C, Esteve I, Forner L. Effects of in-office bleaching on human enamel and dentin. Morphological and mineral changes. ***Ann Anat - Anat Anz*** 2018;217:97-102.
10. Elorza PAB. Influence of post-bleaching time on the adhesion of a composite resin to enamel. ***Rev Fac Odontol Univ Antioq*** 2013;25(1):92-116.
11. Özyürek T, Ülker Ö, Demiryürek EÖ, Yılmaz F. The Effects of Endodontic Access Cavity Preparation Design on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: Traditional Versus Conservative Preparation. ***J Endod*** 2018;44(5):800-5.
12. Sagsen B, Aslan B. Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth. ***Int Endod J*** 2006;39(11):900-4.
13. Feiz A, Mosleh H, Nazeri R. Evaluating the effect of antioxidant agents on shear bond strength of tooth-colored restorative materials after bleaching: A systematic review. ***J Mech Behav Biomed Mater*** 2017;71:156-64.
14. Hicee. Hicee Sweetlets Vitamin C tablets. 2018. (cited 2021 23 APR). Available from https://www.hicee.co.th/info.php.
15. Blackmores. Blackmores Vitamins Bio C. (cited 2021 23 APR). Available from https://www.blackmores.co.th.
16. Bulut H, Kaya AD, Turkun M. Tensile bond strength of brackets after antioxidant treatment on bleached teeth. ***Eur J Orthod*** 2005; 27(5):466-71.
17. Turkun M, Celik EU, Kaya AD, Arici M. Can the hydrogel form of sodium ascorbate be used to reverse compromised bond strength after bleaching? ***J Adhes Dent*** 2009;11(1):35-40.
18. Khwanpuang N, Maneenut C. Fracture Resistance of Endodontically Treated Upper Premolar with MOD Cavity Restored by Direct Resin Composite Combined with Fiber-Reinforced Composite Posts. ***J Dent Assoc Thai*** 2020;70(4):252-61.
19. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. ***J Dent*** 2008;36(6):444-9.
20. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. ***J Dent biomech*** 2011;2011:312980.
21. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. ***Jpn Dent Sci Rev*** 2020;56(1):24-31.
22. Arola DD, Gao S, Zhang H, Masri R. The Tooth: Its Structure and Properties. ***Dent Clin North Am*** 2017;61(4):651-68.
23. Ubaldini ALM, Baesso ML, Medina Neto A, Sato F, Bento AC, Pascotto RC. Hydrogen Peroxide Diffusion Dynamics in Dental Tissues. ***J Dent Res*** 2013;92(7):661-5.
24. Bonfante G, Kaizer O, Pegoraro L, Valle A. Fracture resistance and failure pattern of teeth submitted to internal bleaching with 37% carbamide peroxide, with application of different restorative procedures. ***J Appl Oral Sci: revista FOB*** 2006;14:247-52.
25. Niyatiwatchanchai B, Maneenut C. Effect of Vitamin C Suspension on Micro Tensile Bond Strength of Non-vital Bleached Dentin to Resin Composite Restoration. ***J Dent Assoc Thai*** 2020;70(4):290-6.
26. Durackova Z. Free Radicals and Antioxidants for Non-Experts. 2014. p. 3-38.
27. Dabas D, Patil AC, Uppin VM. Evaluation of the effect of concentration and duration of application of sodium ascorbate hydrogel on the bond strength of composite resin to bleached enamel. ***J Conserv Dent*** 2011;14(4):356-60.
28. Thapa A, Vivekananda PA, Thomas MS. Evaluation and comparison of bond strength to 10% carbamide peroxide bleached enamel following the application of 10% and 25% sodium ascorbate and alpha-tocopherol solutions: An *in vitro* study. ***J Conserv Dent*** 2013; 16(2):111-5.
29. Kimyai S, Valizadeh H. Comparison of the effect of hydrogel and a solution of sodium ascorbate on dentin-composite bond strength after bleaching. ***J Contemp Dent Pract*** 2008;9(2):105-12.
30. Freire A, Durski MT, Ingberman M, Nakao LS, Souza EM, Vieira S. Assessing the use of 35 percent sodium ascorbate for removal of residual hydrogen peroxide after in-office tooth bleaching. ***J Am Dent Assoc*** 2011;142(7):836-41.
31. Khoroushi M, Tavakol F, Shirban F, Ziaei S. Influence of Intracanal Irrigants on Coronal Fracture Resistance of Endodontically Treated and Bleached Teeth: An *In vitro* Study. ***Contemp Clin Dent*** 2017; 8(4):552-7.
32. Topbas C, Adiguzel O. Endodontic irrigation solutions: A review. ***Int Dent Res*** 2017;7(3):54-61.
33. Scheid RC, Weiss G. Woelfel's dental anatomy: Jones & Bartlett Publishers; 2020.

Original Article

A Final Flush with EDTA Effectively Enhances the Disinfection of NaOCl in Non-Instrumented Root Canals

Sumana Chetthavatcharapan[1], Ruchanee Salingcarnboriboon Ampornaramveth[2], Pavena Chivatxaranukul[3]

[1]Department of Operative Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Microbiology Research Unit on Oral Microbiology and Immunology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[3]Department of Operative Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The objective of this study was to compare the effectiveness of regenerative endodontic irrigation procedures using ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) to those using normal saline as final flush agents for disinfecting non-instrumented large root canals. Sterilized root samples (0.8-mm-wide apical foramen) (n=53) were prepared from extracted human mandibular premolars and 2 samples were used as sterile controls. Fifty-one samples were infected with *Enterococcus faecalis* for 21 days and randomly assigned into 3 groups (n=17 per group) with the following irrigation procedures, respectively: no irrigation (initial), irrigation with 1.5% NaOCl and a final flush with normal saline (N-NS), and irrigation with 1.5% NaOCl and a final flush with 17% EDTA (N-EDTA). Subsequently, the root canal walls were shaved and processed for microbial analysis, while 2 samples from each group were split and processed for observation using scanning electron microscopy. The number of remaining bacteria (CFUs) were determined and analyzed using one-way ANOVA. All irrigation procedures significantly reduced bacterial numbers when compared with the initial group ($P<0.001$). The N-EDTA group (5.43 CFUs/mL) had significantly fewer bacteria than the other groups ($P<0.001$), with approximately 373-fold lower than the N-NS (2.02×10^3 CFUs/mL) group and 1.3×10^5-fold lower than the initial group (7.13×10^5 CFUs/mL). Using a non-instrumented large root canal model, a final flush using EDTA after 1.5% NaOCl irrigation was more effective for root canal disinfection than using normal saline. Therefore, to improve the effectiveness of root canal disinfection in regenerative endodontic procedures, EDTA should be chosen for a final flush agent.

Keywords: Disinfection, EDTA, *Enterococcus faecalis*, Regenerative endodontics, Root canal irrigants

Received Date: May 17, 2021 **Revised Date:** May 27, 2021 **Accepted Date:** Jun 17, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.9

Correspondence to:

Pavena Chivatxaranukul, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Pathumwan, Bangkok, 10300 Thailand. Tel: 081-819-2321 E-mail: pavena.c@chula.ac.th, pavenachi@gmail.com

Introduction

Regenerative endodontic procedures (REPs) are a biologically based approach for immature permanent teeth with pulpal necrosis. REPs aim to resolve clinical signs and symptoms, regenerate pulp-like tissue in the root canal, and allow further root development.[1,2] Successful treatment requires effective bacterial reduction to provide a suitable environment for revascularization and periapical healing.

Root canal infections are typically characterized by bacterial biofilms that attach to the root canal surface.[3] Biofilms are communities of bacteria embedded in an extracellular polysaccharide matrix, providing a physical barrier against disinfecting agents.[4] Other properties of biofilm bacteria, e.g., higher resistance to antimicrobial agents, also make root canal disinfection challenging.[5] Generally, biofilm elimination is achieved by chemo-mechanical root canal preparation or exposure to high concentration of NaOCl.[6,7] However, the thin root canal walls and wide apical foramen of immature teeth pose limitations to the routine debridement protocol.[1] Mechanical preparation could weaken the root and render the root more prone to fracture. Therefore, root canal disinfection during REPs primarily depends on root canal irrigation and root canal medication, with no or minimal root canal preparation.[1,8]

Although exposure to a higher concentration of NaOCl is more effective in biofilm eradication[6], it should be avoided to preserve the stem cells that are involved in the regeneration process.[9] In the first visit, the REP irrigation procedure uses 1.5% NaOCl for 5 min to disinfect the root canal, followed by a final flush with either normal saline or ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) to dilute the residual NaOCl or to reverse the deleterious effect of NaOCl on stem cells.[8,9]

Normal saline is an isotonic agent without anti-bacterial properties; however, EDTA is a chelating agent with some antibacterial/antibiofilm effect against some Gram-negative bacteria, including Haemophilus influenzae and Pseudomonas aeruginosa.[10,11] Although there is a discrepancy among studies on its antibacterial and antibiofilm effect [12,13], a final flush using EDTA may have adjunctive roles in bacterial reduction.[10,14] The objective of this study was to compare the effectiveness of irrigation protocols using EDTA to those using normal saline as a final flush agent to reduce bacteria from non-instrumented large root canals.

Materials and Methods

Sample Preparation and Specimen Inoculation

This study was approved by the Human Research Ethics Committee (#073/2018). Fifty-three intact mandibular premolars with single straight root canals, extracted for orthodontic reasons, were collected from patients <25 years old. The sample size was determined by power analysis.[7] The root samples, demonstrating wide root canal and unprepared root canal surface of immature teeth, were prepared according to the study by Sasanakul *et al,* with modifications.[7] The apical and coronal tooth portions were removed using a precision saw (ISOMET 1000; Buehler, Lake Bluff, IL) to generate 10-mm-long samples with a 0.8-mm apical foramen diameter. The pulp tissue was removed with a barbed broach and H-type file (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) without removing the root canal dentin. The root samples were apically sealed with composite resin (Filtek Z350; 3M EPSE, St Paul, MN) and externally coated with nail polish (OPI Products, Calabasas, CA). The root canals were irrigated with irrigants in the following order: 5 mL 2.5% NaOCl (Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand), 5 mL 17% EDTA (Endo Clean; Mahidol university, Bangkok, Thailand), 5 mL 2.5% NaOCl, 5 mL 10% sodium thiosulfate (Emsure, Darmstadt, Germany) (to inactivate the bactericidal effect of NaOCl), and 5 mL sterile distilled water. Custom silicone blocks were constructed to secure the roots in an upright position. The samples and silicone blocks were sterilized with ethylene oxide gas.

Root canal infection with *E. Faecalis*

An isolated *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212) colony grown on BHI agar was inoculated in BHI broth and incubated overnight at 37°C with 5% CO_2. The root samples (n=51) were individually immersed in 5 mL *E. faecalis* culture (optical density=0.5, ~1.5 x 10^8 colony-forming units (CFUs)/mL) in brain-heart infusion (BHI) broth

(Himedia, Mumbai, India), and 2 samples were immersed in sterile BHI media as sterile controls. The samples were incubated at 37°C in a 5% CO_2 atmosphere. During the 21-day incubation period, the bacterial suspension was 90% replaced with sterile BHI every other day. The purity of *E. faecalis* culture was periodically checked using Gram staining and observing the colony-forming morphology on BHI agar plates.

Experimental Procedures

After 21 days, the infected samples (n=51) were rinsed with 15 mL of 1% phosphate-buffered saline (PBS) and fixed in their custom silicone blocks. The samples were randomly assigned into 3 groups (n=17) as follows:

Group 1: No irrigation (Initial). This group represented the initial number of bacteria in the root canal.

In groups 2 and 3, the experimental protocols were assigned following the AAE clinical considerations for regenerative procedures.[8]

Group 2: Final flush with normal saline (N-NS). Root canals were irrigated with 20 mL 1.5% NaOCl for 5 min, followed by a final flush with 20 mL normal saline for 5 min.

Group 3: Final flush with EDTA (N-EDTA). Root canals were irrigated with 20 mL 1.5% NaOCl for 5 min, followed by a final flush with 20 mL 17% EDTA for 5 min.

The irrigants were delivered into each root canal using a 25-gauge side-vented needle (ProRinse; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) at 4 mL/min. The needle tip was placed 1 mm from the samples' apical end. After the assigned irrigation procedures, the root canals in the experimental groups and the sterile controls were gently flushed with 10 mL PBS.

Microbiological Evaluation

The remaining bacteria in the root canal and inner root dentin were collected from 2 sterile and 45 experimental samples (n=15 per group). The root canal wall was shaved to depth of 250 μm using a #4 Peeso-reamer (Dentsply Maillefer, Switzerland), and 3 sterile paper points were sequentially placed into the root canal to absorb the remaining fluid. The dentine shavings and the paper points were transferred into an Eppendorf tube (Eppendorf North America, Hauppauge, NY) containing 1 mL PBS. The contents were sonicated for 30 sec, serially diluted, plated on BHI agar, and incubated for 24 hours as described above. The CFUs/mL counts representing the number of remaining bacteria were recorded. All procedures were performed by one operator.

SEM observation of the remaining bacteria

Two root canal samples from each experimental group were split longitudinally into two halves and processed for scanning electron microscopy (Quanta 250 FEG; FEI, Hillsboro, OR) examination. Images of the residual bacteria on the root canal wall at the upper part of the apical third level were randomly captured at 10000x magnification.

Statistical analysis

The data was analyzed using IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0 (IBM, Armonk, NY). $P<0.05$ was considered statistically significant. The numbers of remaining bacteria were $\log_{10}$ transformed for statistical analysis. The homogeneity of variances was verified using Levene's test. The differences in the remaining bacteria among the 3 groups were analyzed using one-way ANOVA. The Games-Howell post-hoc analysis was performed to identify significant differences between groups. The magnitude of bacterial reduction was calculated from the ratios of the average numbers of remaining bacteria of the two groups.

Results

Microbiological evaluation

The flushing procedure, recommended by the AAE clinical considerations for regenerative procedures, was confirmed to be effective in reducing bacteria from non-instrumented infected teeth with large root canal. All irrigation procedures demonstrated significantly > 99% lower numbers of remaining bacteria than the initial group ($P < 0.001$). The mean numbers of remaining bacteria of each group (Fig. 1) and the mean differences in numbers of remaining bacteria between groups (Table 1) were determined. Furthermore, the magnitude of bacterial reduction was different between groups.

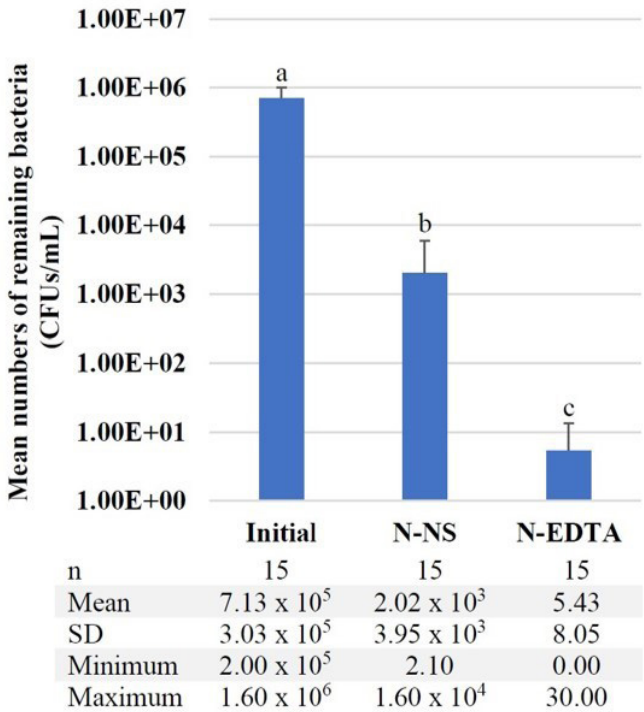


Figure 1 *Mean numbers of remaining bacteria (CFUs/mL) in each group, shown in log scale. Different lowercase letters indicate significant differences between the groups (P < 0.05). The error bars represent the standard deviation (SD) of the mean numbers of remaining bacteria from 15 samples. All irrigation procedures significantly reduced bacteria from the initial group. The N-EDTA group had the lowest mean number of remaining bacteria*

Table 1 *Mean Differences in the Number of Remaining Bacteria (Log_{10} Values) between Each Group, P-Value, and 95% Confidence Interval (Games-Howell Post-hoc Analysis)*

Group (A)	Group (B)	Mean difference (A-B)	*P* value	95% Confidence interval	
				Lower bound	Upper bound
Initial	N-NS	3.22*	< .001	2.41	4.03
	N-EDTA	5.33*	< .001	4.98	5.7
N-NS	N-EDTA	2.11*	< .001	1.26	2.96

**, significant difference; Initial, no irrigation; N-NS, NaOCl & normal saline; N-EDTA, NaOCl & EDTA*

The N-EDTA group demonstrated the lowest mean number of remaining bacteria (5.43 CFUs/mL), which was significantly lower than other groups (*P*<0.001). In the N-EDTA group, 6 from 15 samples were bacteria-free. The mean number of remaining bacteria in the N-NS group was 352-fold less than the initial group, while the mean number of remaining bacteria in the N-EDTA group was 1.3×10^5-fold lower than the initial group and 373-fold lower than the N-NS group. When bacterial growth was present, Gram staining and colony-forming morphology indicated a pure *E. faecalis* culture. No bacteria were detected in the sterile samples.

Biofilm Verification and Evaluation

The SEM images of the initial group illustrated clusters and chains of bacterial biofilm on the infected root canal walls (Fig. 2a). Few bacterial cells were observed on the root canal walls in the N-NS group (Fig. 2b), whereas the N-EDTA group had root canal walls with hardly any bacteria (Fig. 2c).

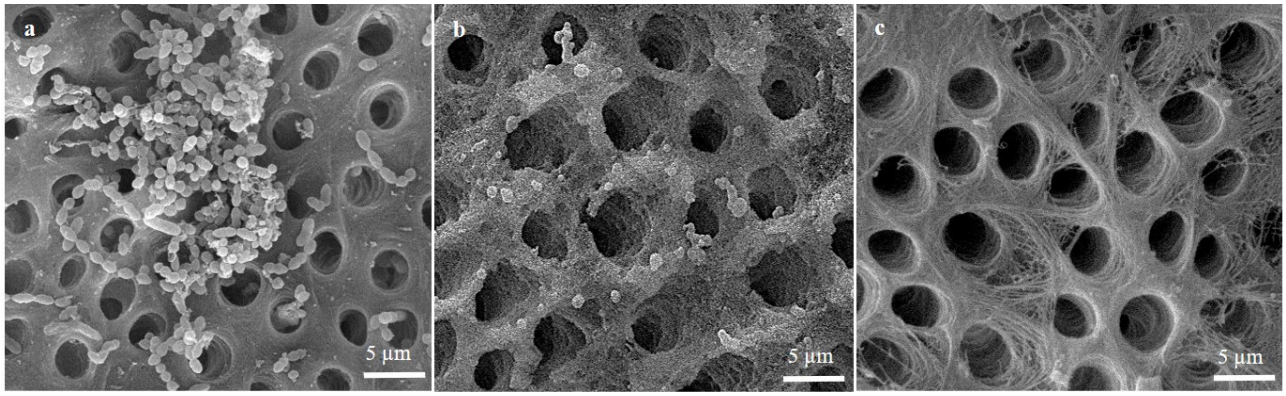


Figure 2 *Representations of SEM images at 10000x magnification. (a) Chains and bacterial biofilm clusters on the infected root canal walls of the initial group. (b) Scattered bacterial cells remained on the root canal wall of the N-NS group, after the root canal irrigation procedures. (c) Bacterial cells were scarcely present in the N-EDTA group, after the root canal irrigation procedures*

Discussion

Our study compared the effectiveness of different regenerative endodontic irrigation procedures to reduce bacteria in the large, non-instrumented root canals.[8] The results revealed the superiority of a final flush using 17% EDTA for bacterial reduction compared to normal saline.

NaOCl is an effective broad-spectrum antibacterial agent. However, its activities depend on usage parameters such as concentration and exposure time.[15] Our findings were in agreement with the previous study showing the limited antibacterial effect of 1.5% NaOCl irrigation in non-instrumented root canals.[7] Although high concentrations of NaOCl effectively removed the biofilm[6], exposure to these concentrations should be avoided during REPs because of its deleterious effect on stem cells.[9]

Our results revealed that an EDTA final flush significantly reduced root canal bacteria. The lowest numbers of remaining bacteria and scarce bacteria found in SEM images suggest the potential efficacy of the N-EDTA irrigation procedure to reduce bacteria in large, non-instrumented root canals. EDTA is a chelating agent[16] that is widely used in endodontic treatments for smear layer removal.[17,18] Although bacteria embedded in the smear layer could be eradicated concurrently with the smear layer removal[19], it is not the case for bacterial reduction in REPs, especially where mechanical instrumentation is not performed, and smear layer is not generated. It was proposed that EDTA exerted its antibacterial activity by attacking the Mg^{2+} on bacterial cell walls and disrupting Gram-negative bacterial cell integrity.[16] Although some studies differed[12,13], EDTA's effect on bacterial cell integrity and viability was reported for both Gram-negative and positive bacteria.[16,20]

Bacteria in biofilms are shielded in the extracellular matrix and harder to kill than their planktonic counterparts.[4] Therefore, the ideal properties of effective endodontic irrigants should not only include antibacterial effects, but also anti-biofilm effects. The ability of EDTA to reduce biofilm biomass was illustrated in several studies.[10,14] EDTA could loosen or release calcium or metal ions that are essential for cell adhesion and stabilization of biofilm extracellular polysaccharide matrix, leading to biofilm breakdown and biofilm detachment.[16,21] However, the susceptibility of biofilm to the irrigating agents was affected by the biofilm structure, agent type, concentration[14,20], and exposure time.[22]

The discrepancies in the biofilm response to EDTA among studies were also due to bacterial species[23], binding substratum, and biofilm growth condition.[10] Despite the disagreement over the anti-biofilm effect of EDTA, it is interesting that biofilm dispersal was typically found when root canals or hydroxyapatite were used as a substratum.[14,24] These results may be because a) *E. faecalis* adheres to collagen and hydroxyapatite[25], b) *E. faecalis* forms a distinct calcified biofilm in a calcium

carbonate and calcium phosphate-rich microenvironment[26], and c) the strong EDTA chelating leads to the loss of mineralization content and can cause dentine erosion.[27] Therefore, EDTA's strong chelating effect may alter the binding substratum or biofilm structure, resulting in biofilm dislodgement.

In this study, the root samples were prepared to simulate the large root canals of immature teeth. The length of root samples was standardized to 10-mm representing 2/3 of mature premolar's root length.[28] Although the infection of necrotic immature permanent teeth is poly-microbial[29], the single-species biofilm model was applied to minimize variations possibly caused by bacterial interaction. *E. faecalis* was selected as a test organism because of its ability to form a biofilm on root canal walls, invade dentinal tubules, and tolerate calcium hydroxide's antimicrobial effects.[30] *E. faecalis* was also detected both in primary root canal infection as well as in failed endodontic cases.[31,32] Therefore, *E. faecalis* was chosen as a representative for bacteria that may escape from the endodontic procedure and survive in the root canal system.

Although irrigating solutions could penetrate and exert an antibacterial effect in the dentinal tubules[33], some bacteria are still able to survive and further migrate to re-infect the root canal space.[34] To evaluate the extent of remaining bacteria that pose the possibility of interfering with the healing process, the number of remaining bacteria was assessed from the shaved dentine to include bacteria residing both at the root canal wall and within the dentinal tubules.

Clinically, residual bacteria can have a critical negative effect on the regenerative endodontic outcomes.[35] Therefore, it is essential to reduce as many bacteria from the root canal as possible. Interestingly, although 0.5-3% NaOCl exposure did not completely render bacteria-free root canals[6], favorable REP outcomes were observed when 1.5-2.5% NaOCl was used for irrigation in non-instrumented root canals.[36] The possible contributing factors are the synergistic effect of flush agents, medicaments, and host defense.[37]

Our study illustrated that using EDTA as a final flush agent effectively reduced the bacterial biofilm in non-instrumented root canals. EDTA also promotes growth factor release[38], which may induce stem cell differentiation.[39] Although the *in vitro* results from single-species biofilm cannot be directly extrapolated to the clinical situation and should be interpreted cautiously, EDTA should be a reasonable choice for a final flush and could be considered as an adjunct for bacterial/biofilm reduction during REPs. However, the long-standing presence of multispecies bacterial biofilm in clinical situation can make the root canal disinfection more challenging.[40,41] Further studies using multispecies biofilm as well as confocal laser scanning microscopy will provide more insight into the effect of clinical procedures for bacterial management in non-instrumented root canals.

Conclusions

The results confirmed that the current REP disinfection procedures significantly reduced root canal bacteria. However, a final flush using 17% EDTA was more effective than NS to reduce bacteria from non-instrumented large root canals.

Acknowledgments

The authors thank Dr. Soranun Chantarangsu for statistical analysis assistance and Dr. Kevin Tompkins for proofreading and editing the manuscript.

References

1. Kim S, Malek M, Sigurdsson A, Lin L, Kahler B. Regenerative endodontics: a comprehensive review. ***Int Endod J*** 2018;51(12):1367-88.

2. Galler K, Krastl G, Simon S, Van Gorp G, Meschi N, Vahedi B, *et al.* European Society of Endodontology position statement: revitalization procedures. ***Int Endod J*** 2016;49(8):717-23.

3. Siqueira Jr JF, Rôças IN, Lopes HP. Patterns of microbial colonization in primary root canal infections. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*** 2002;93(2):174-8.

4. Svensäter G, Bergenholtz G. Biofilms in endodontic infections. ***Endodontic topics*** 2004;9(1):27-36.

5. Al-Ahmad A, Ameen H, Pelz K, Karygianni L, Wittmer A, Anderson AC, *et al.* Antibiotic resistance and capacity for biofilm formation of different bacteria isolated from endodontic infections associated with root-filled teeth. ***J Endod*** 2014;40(2):223-30.

6. Clegg M, Vertucci F, Walker C, Belanger M, Britto L. The effect of exposure to irrigant solutions on apical dentin biofilms *in vitro.* ***J Endod*** 2006;32(5):434-7.
7. Sasanakul P, Ampornaramveth RS, Chivatxaranukul P. Influence of Adjuncts to Irrigation in the Disinfection of Large Root Canals. ***J Endod*** 2019;45(3):332-7.
8. American Association of Endodontists. AAE clinical considerations for a regenerative procedure revised 4/1/20182018 10 January 2019. Available from: https://www.aae.org/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2018/06/ConsiderationsForRegEndo_AsOfApril2018.pdf.
9. Martin DE, De Almeida JFA, Henry MA, Khaing ZZ, Schmidt CE, Teixeira FB, *et al.* Concentration-dependent effect of sodium hypochlorite on stem cells of apical papilla survival and differentiation. ***J Endod*** 2014;40(1):51-5.
10. Cavaliere R, Ball JL, Turnbull L, Whitchurch CB. The biofilm matrix destabilizers, EDTA and DN aseI, enhance the susceptibility of nontypeable Hemophilus influenzae biofilms to treatment with ampicillin and ciprofloxacin. ***Microbiologyopen*** 2014;3(4):557-67.
11. Banin E, Brady KM, Greenberg EP. Chelator-induced dispersal and killing of Pseudomonas aeruginosa cells in a biofilm. ***Appl Environ Microbiol*** 2006;72(3):2064-9.
12. Arias-Moliz MT, Ferrer-Luque CM, Espigares-García M, Baca P. Enterococcus faecalis biofilms eradication by root canal irrigants. ***J Endod*** 2009;35(5):711-4.
13. Ordinola-Zapata R, Bramante C, Cavenago B, Graeff M, Gomes De Moraes I, Marciano M, *et al.* Antimicrobial effect of endodontic solutions used as final irrigants on a dentine biofilm model. ***Int Endod J*** 2012;45(2):162-8.
14. Busanello F, Petridis X, So M, Dijkstra R, Sharma P, Van Der Sluis L. Chemical biofilm removal capacity of endodontic irrigants as a function of biofilm structure: optical coherence tomography, confocal microscopy and viscoelasticity determination as integrated assessment tools. ***Int Endod J*** 2019;52(4):461-74.
15. Mohammadi Z. Sodium hypochlorite in endodontics: an update review. ***Int Dent J*** 2008;58(6):329-41.
16. Finnegan S, Percival SL. EDTA: an antimicrobial and antibiofilm agent for use in wound care. ***Adv Wound Care*** 2015;4(7):415-21.
17. Basrani B, Haapasalo M. Update on endodontic irrigating solutions. ***Endodontic topics*** 2012;27(1):74-102.
18. Hülsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. ***Int Endod J*** 2003;36(12):810-30.
19. Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*** 2002;94(6):658-66.
20. De Paz LEC, Bergenholtz G, Svensäter G. The effects of antimicrobials on endodontic biofilm bacteria. ***J Endod*** 2010;36(1):70-7.
21. De Almeida J, Hoogenkamp M, Felippe WT, Crielaard W, Van Der Waal SV. Effectiveness of EDTA and modified salt solution to detach and kill cells from Enterococcus faecalis biofilm. ***J Endod*** 2016;42(2):320-3.
22. Liu F, Hansra S, Crockford G, Köster W, Allan BJ, Blondeau JM, *et al.* Tetrasodium EDTA Is Effective at Eradicating Biofilms Formed by Clinically Relevant Microorganisms from Patients' Central Venous Catheters. ***mSphere*** 2018;3(6):1-16.
23. Karbysheva S, Di Luca M, Butini ME, Winkler T, Schütz M, Trampuz A. Comparison of sonication with chemical biofilm dislodgement methods using chelating and reducing agents: Implications for the microbiological diagnosis of implant associated infection. ***PLoS One*** 2020;15(4):e0231389.
24. Baca P, Junco P, Arias-Moliz MT, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. Residual and antimicrobial activity of final irrigation protocols on Enterococcus faecalis biofilm in dentin. ***J Endod*** 2011;37(3):363-6.
25. Swimberghe R, Coenye T, De Moor R, Meire M. Biofilm model systems for root canal disinfection: a literature review. ***Int Endod J*** 2019;52(5):604-28.
26. Kishen A, George S, Kumar R. Enterococcus faecalis-mediated biomineralized biofilm formation on root canal dentine *in vitro.* ***J Biomed Mater Res A*** 2006;77(2):406-15.
27. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. ***J Endod*** 2002;28(1):17-9.
28. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. ***Dent Traumatol*** 1992;8(2):45-55.
29. Nagata JY, Soares AJ, Souza-Filho FJ, Zaia AA, Ferraz CC, Almeida JF, *et al.* Microbial evaluation of traumatized teeth treated with triple antibiotic paste or calcium hydroxide with 2% chlorhexidine gel in pulp revascularization. ***J Endod*** 2014;40(6):778-83.
30. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, Owatz CB. Enterococcus faecalis: its role in root canal treatment failure and current concepts in retreatment. ***J Endod*** 2006;32(2):93-8.
31. Sedgley C, Nagel A, Dahlén G, Reit C, Molander A. Real-time quantitative polymerase chain reaction and culture analyses of Enterococcus faecalis in root canals. ***J Endod*** 2006;32(3):173-7.
32. Gomes BP, Pinheiro ET, Sousa EL, Jacinto RC, Zaia AA, Ferraz CCR, et al. Enterococcus faecalis in dental root canals detected by culture and by polymerase chain reaction analysis. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*** 2006;102(2):247-53.
33. Wong DT, Cheung GS. Extension of bactericidal effect of sodium

hypochlorite into dentinal tubules. ***J Endod*** 2014;40(6):825-9.
34. Nidhidvanich N, Thanyasrisung P, Chivatxaranukul P, Dent GDC. The effect of AH plus and Zinc Oxide Eugenol-based root canal sealers on preventing residual bacteria in dentinal tubules from accessing the root canal. ***CU Dent J*** 2016;39:53-64.
35. Verma P, Nosrat A, Kim J, Price J, Wang P, Bair E, *et al.* Effect of residual bacteria on the outcome of pulp regeneration *in vivo.* ***J Dent Res*** 2017;96(1):100-6.
36. Silujjai J, Linsuwanont P. Treatment Outcomes of Apexification or Revascularization in Nonvital Immature Permanent Teeth: A Retrospective Study. ***J Endod*** 2017;43(2):238-45.
37. Holland R, Gomes Filho JE, Cintra LTA, Queiroz ÍODA, Estrela C. Factors affecting the periapical healing process of endodontically treated teeth. ***J Appl Oral Sci*** 2017;25(5):465-76.
38. Zeng Q, Nguyen S, Zhang H, Chebrolu HP, Alzebdeh D, Badi MA, *et al.* Release of growth factors into root canal by irrigations in regenerative endodontics. ***J Endod*** 2016;42(12):1760-6.
39. Galler KM, D'souza RN, Federlin M, Cavender AC, Hartgerink JD, Hecker S, *et al.* Dentin conditioning codetermines cell fate in regenerative endodontics. ***J Endod*** 2011;37(11):1536-41.
40. Stojicic S, Shen Y, Haapasalo M. Effect of the source of biofilm bacteria, level of biofilm maturation, and type of disinfecting agent on the susceptibility of biofilm bacteria to antibacterial agents. ***J Endod*** 2013;39(4):473-7.
41. Du T, Wang Z, Shen Y, Ma J, Cao Y, Haapasalo M. Effect of long-term exposure to endodontic disinfecting solutions on young and old Enterococcus faecalis biofilms in dentin canals. ***J Endod*** 2014; 40(4):509-14.

บทวิทยาการ

การยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณชิดแถบรัดฟันซึ่งยึดด้วยซีเมนต์ต่างชนิด
Inhibition of Enamel Demineralization at the Area Adjacent to Cemented Bands with Different Cements

ชวลิต เพียรมี[1], ทิพวรรณ ธราภิวัฒนานนท์[1], สมกมล วนิชวัฒนะ[1]

Chawalid Pianmee[1], Thipawan Tharapiwattananon[1], Somkamol Vanichvatana[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (ZP) ซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (ZPC) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม (GI) เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดผงและน้ำ (RMGI-PL) เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดสองหลอด (RMGI-PP) และโพลีแอซิดมอดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน (PMCR) ต่อการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณชิดแถบรัดฟัน เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการโดยใช้ฟันกรามน้อยแท้ซี่บนของมนุษย์จำนวน 70 ซี่ ทำการขัดผิวเคลือบฟันด้านไกลกลางและทาน้ำยาทาเล็บ ยกเว้นบริเวณช่องหน้าต่างทดลองขนาด 1 x 2 ตารางมิลลิเมตร ที่กึ่งกลางตัวฟันด้านไกลกลาง แบ่งฟันเป็น 7 กลุ่มเพื่อยึดด้วย; (1) ZP (Zinc Cement Improved®), (2) ZPC (Hy-Bond Polycarboxylate Cement®), (3) GI (Hy-Bond Glasionomer CX®), (4) RMGI-PL (GC Fuji Ortho LC®), (5) RMGI-PP (GC Fuji Ortho Band Paste Pak®), (6) PMCR (Ultra Ban-Lok®) และ (7) กลุ่มควบคุมที่ไม่ได้ยึดแถบรัดฟัน (Control) ชิ้นงานตัวอย่างจะผ่านการจำลองภาวะอุณหภูมิร้อนเย็นในช่องปากนาน 24 ชั่วโมง และสภาวะการสูญเสียและคืนกลับแร่ธาตุเป็นเวลา 21 วัน ทำการรื้อแถบรัดฟันและกำจัดซีเมนต์ก่อนทำการวัดค่าร้อยละการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์บริเวณช่องหน้าต่างทดลอง (ΔF), ค่าร้อยละการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์สูงสุดบริเวณช่องหน้าต่างทดลอง (ΔF_{max}), ค่าพื้นที่ที่เกิดการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์ (Area) และปริมาตรของเคลือบฟันที่สูญเสียแร่ธาตุ (ΔQ) ด้วยเทคนิควิเคราะห์การเรืองแสงเชิงปริมาณด้วยการใช้แสงกระตุ้นชนิดดิจิตอล จากการวิเคราะห์ด้วยสถิติ Kruskal-Wallis test พบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย ΔF, ΔF_{max}, Area และ ΔQ ของซีเมนต์แต่ละกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.001$) เมื่อหาความแตกต่างทางสถิติในแต่ละคู่ด้วยสถิติ Pairwise comparisons ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าเฉลี่ย ΔF, ΔF_{max}, Area และ ΔQ เมื่อจับคู่เปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม Control:PMCR, ZP:ZPC, ZP:GI, ZP:RMGI-PL, ZP:RMGI-PP, ZPC:GI, ZPC:RMGI-PL, ZPC:RMGI-PP, GI:RMGI-PL, GI:RMGI-PP, RMGI-PL:RMGI-PP และ RMGI-PL:PMCR แต่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อจับคู่เปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม Control:ZP, Control:ZPC, Control:GI, Control:RMGI-PL, Control: RMGI-PP, PMCR:ZP, PMCR:ZPC, PMCR:GI และ PMCR:RMGI-PP การศึกษาในครั้งนี้พบว่าฟันซึ่งยึดแถบรัดฟันด้วย ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP ไม่เกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณชิดแถบรัดฟัน ส่วนกลุ่ม RMGI-PL, PMCR และกลุ่มควบคุมเกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันขึ้น โดยที่กลุ่ม RMGI-PL เกิดการสูญเสียแร่ธาตุน้อยกว่ากลุ่มควบคุม แต่กลุ่ม PMCR เกิดการสูญเสียแร่ธาตุไม่แตกต่างจากกลุ่มควบคุม

คำสำคัญ: การวิเคราะห์การเรืองแสงเชิงปริมาณด้วยการใช้แสงกระตุ้นชนิดดิจิตอล, การสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟัน, ซีเมนต์ยึดแถบรัดฟัน,

Abstract

This study aimed to compare the efficacy of zinc phosphate cement (ZP), zinc polycarboxylate cement (ZPC), conventional glass ionomer cement (GI), resin modified glass ionomer cement-powder/liquid (RMGI-PL), resin modified glass ionomer cement-paste/paste (RMGI-PP), and polyacid-modified composite resin (PMCR) on inhibition

of enamel demineralization at the area adjacent to cemented band. This *in vitro* study was conducted on 70 human upper premolars. The distal surfaces of the crown were smooth polished and painted with nail varnish, except a 1 x 2 mm^2 window on middle of distal surface. Seventy teeth were divided into 7 groups; (1) ZP (Zinc Cement Improved®), (2) ZPC (Hy-Bond Polycarboxylate Cement®), (3) GI (HyBond Glasionomer CX®), (4) RMGI-PL (GC Fuji Ortho LC®), (5) RMGI-PP (GC Fuji Ortho Band Paste Pak®), (6) PMCR (Ultra Band-Lok®) and (7) control group. All specimens were thermocycled for 24 hours, and pH cycled for 21 days. The teeth were then debanded, and decemented. The percentage of fluorescence loss (ΔF), maximum percentage of fluorescence loss (ΔF_{max}), lesion area (Area) and lesion volume (ΔQ) were measured by quantitative light-induced fluorescence-digital. The Kruskal-Wallis showed statistically significant differences for ΔF, ΔF_{max}, Area and ΔQ among group ($p<0.001$). the pairwise comparisons showed that there were no significant difference between the groups of Control:PMCR, ZP:ZPC, ZP:GI, ZP:RMGI-PL, ZP:RMGI-PP, ZPC:GI, ZPC:RMGI-PL, ZPC:RMGI-PP, GI:RMGI-PL, GI:RMGI-PP, RMGI-PL:RMGI-PP and RMGI-PL:PMCR in the mean ΔF, ΔF_{max}, Area and ΔQ, but the groups of Control:ZP, Control:ZPC, Control:GI, Control:RMGI-PL, Control:RMGI-PP, PMCR: ZP, PMCR:ZPC, PMCR:GI and PMCR:RMGI-PP are statistically significant differences. This study demonstrated that the use of ZP, ZPC, GI and RMGI-PP inhibit demineralization of enamel adjacent to cemented bands. Demineralization occurred in RMGI-PL, PMCR and control group, however, the demineralization of RMGI-PL group was less than control group and no difference between PMCR and control group.

Keywords: Quantitative light-induced fluorescence-digital, Enamel demineralization, Orthodontic band cement

Received Date: Apr 27, 2021 **Revised Date:** May 17, 2021 **Accepted Date:** Jun 22, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.10

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
สมกมล วนิชวัฒนะ, ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย E-mail: somkamol.v@chula.ac.th Tel: 02-218-8909
Correspondence to:
Somkamol Vanichvatana, Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8909 E-mail: somkamol.v@chula.ac.th

บทนำ

รอยโรคขาวขุ่น (white lesion) เป็นปัญหาสำคัญที่พบได้ในฟันที่ติดเครื่องมือจำพวกแบร็กเกตและแถบรัดฟัน[1-3] จากการศึกษาพบว่าการยึดแถบรัดฟันจะเพิ่มความชุกของการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณคอฟัน และกึ่งกลางฟันด้านข้างแก้มมากขึ้น โดยเฉพาะในกรามแท้ซี่ที่หนึ่ง[4] เนื่องจากเป็นบริเวณที่มักทำความสะอาดได้ยากและเกิดการสะสมของคราบจุลินทรีย์ได้ง่าย[5] การป้องกันการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟัน และการป้องกันการเกิดฟันผุ ในผู้ป่วยที่ติดเครื่องมือจัดฟัน สามารถทำได้โดยการแนะนำให้ใช้ฟลูออไรด์เฉพาะที่ชนิดต่าง ๆ ที่มีคุณสมบัติในการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุและส่งเสริมการคืนกลับของแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟัน ร่วมกับการแนะนำให้ผู้ป่วยสามารถดูแลสุขภาพช่องปากของตนเอง[6] แต่วิธีดังกล่าวจำเป็นต้องอาศัยความร่วมมือจากผู้ป่วย ซึ่งอาจเป็นข้อจำกัดในผู้ป่วยเด็กเล็กและผู้ป่วยที่มีความต้องการพิเศษ ปัจจุบันจึงมีการพัฒนาซีเมนต์ยึดแถบรัดฟันที่มีความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ขึ้นมาหลายชนิด

ซิงค์ฟอสเฟสซีเมนต์ และซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ เป็นซีเมนต์กลุ่มแรก ๆ ที่ถูกนำมาใช้สำหรับยึดแถบรัดฟัน แต่เนื่องจากไม่มีคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ ปัจจุบันจึงมีความพยายามในการเพิ่มส่วนประกอบที่ทำให้ซีเมนต์ทั้งสองชนิดมีความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นกลุ่มซีเมนต์ที่มีคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ และได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องให้มีความเหมาะสมสำหรับการใช้งาน ได้แก่ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

ชนิดดั้งเดิม (conventional glass ionomer cement) ซึ่งได้รับการศึกษาว่าสามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์และลดการสูญเสียแร่ธาตุของผิวเคลือบฟันในฟันที่ใส่เครื่องมือจัดฟันได้[7] แต่พบว่ามีการยึดเกาะที่ต่ำกว่าวัสดุจำพวกเรซิน[8] จึงมีการพัฒนาเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ซีเมนต์ (resin modified glass ionomer cement) ขึ้นโดยการเติมส่วนที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ซึ่งต้องอาศัยแสงในการบ่มตัวลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม ซีเมนต์จึงมีคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์เหมือนกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม และมีความแข็งแรงเหมือนเรซินคอมโพสิต[9] โดยเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ซีเมนต์มีทั้งรูปแบบของส่วนผงและน้ำ (powder-liquid form) ซึ่งต้องผสมตามอัตราส่วนที่บริษัทแนะนำ รูปแบบแคปซูล (capsule) และรูปแบบหลอด (paste form) ที่สามารถใช้งานได้สะดวกขึ้น ลดขั้นตอนในการผสม และควบคุมอัตราส่วนของส่วนผสม ทำให้ซีเมนต์ที่ได้มีความเหมาะสมต่อการใช้งาน[10]

โพลีแอซิดโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน (polyacid-modified composite resin) เป็นซีเมนต์อีกกลุ่มที่มีการนำมาใช้สำหรับยึดเครื่องมือจัดฟัน มีส่วนผสมหลักเป็นวัสดุอัดแทรกชนิดแก้วแคลเซียมฟลูออโรอลูมิโนซิลิเกตและโมโนเมอร์ที่มีความเป็นกรด เมื่อวัสดุเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชั่นแล้วจะเกิดการดูดซึมน้ำ ซึ่งทำให้โมโนเมอร์แตกตัวและเกิดปฏิกิริยากรดด่างกับแก้วแคลเซียมฟลูออโรอลูมิโนซิลิเกตที่ทำให้เกิดการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาได้[11]

ผลการศึกษาในห้องปฏิบัติการที่ผ่านมาพบว่า ซีเมนต์ยึดแถบรัดฟันชนิดโพลีแอซิดโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน และเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ซีเมนต์ให้ค่าการยึดติดที่ดีกว่า ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[12,13] และยังพบว่าเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ชนิดผงและน้ำ เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ชนิดสองหลอด และโพลีแอซิดโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซิต มีคุณสมบัติที่พึงประสงค์หลายประการ เช่นมีความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์[10,14] และมีการรั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) ต่ำ[15] เป็นต้น อย่างไรก็ตามจากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบของ Millett และคณะ (2016)[16] ยังไม่สามารถสรุปได้ว่าซีเมนต์ชนิดใดเหมาะที่สุดสำหรับใช้ยึดแถบรัดฟัน ทั้งในแง่ของการยึดติดและการป้องกันการเกิดฟันผุระหว่างใช้ยึดแถบรัดฟัน การวิจัยนี้ จึงศึกษาถึงคุณสมบัติในการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุของผิวเคลือบฟันบริเวณชิดแถบรัดฟันของซีเมนต์ชนิดต่าง ๆ คือ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ ซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ชนิดผงและน้ำ เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโนเมอร์ชนิดสองหลอด และโพลีแอซิดโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน เพื่อประโยชน์ในการเลือกใช้ประเภทซีเมนต์ที่เหมาะสมสำหรับการยึดแถบรัดฟัน โดยการทดสอบด้วยเทคนิควิเคราะห์การเรืองแสงเชิงปริมาณด้วยการใช้แสงกระตุ้นชนิดดิจิตอล (quantitative light-induced fluorescence-digital, QLF-D) ซึ่งเป็นเทคนิคที่สามารถแสดงปริมาณการสูญเสียแร่ธาตุของผิวเคลือบฟันได้จากการเปรียบเทียบแสงฟลูออเรสเซนส์ที่ลดลงในบริเวณรอยโรคกับแสงฟลูออเรสเซนส์ของผิวเคลือบฟันปกติโดยรอบ อีกทั้งเป็นเทคนิคที่ทำได้ง่าย ไม่ยุ่งยาก ไม่ต้องมีการทำลายฟันตัวอย่างก่อนการทดสอบ[17] และสามารถตรวจพบรอยโรคในระยะเริ่มแรกได้ก่อนการตรวจด้วยตา[18]

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ ผ่านการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในมนุษย์ (HREC-DCU 2018-025) และผ่านการประเมินความปลอดภัยทางชีวภาพ (DENT CU-IBC 005/2018) จากคณะกรรมการควบคุมความปลอดภัยทางชีวภาพ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การคำนวณขนาดตัวอย่าง

การศึกษาครั้งนี้กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ไม่ยอมรับทั้งที่สมมติฐานเป็นจริง (type-I error, α) เท่ากับ 0.05 และค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับทั้งที่สมมติฐานไม่เป็นจริง (type-II error, β) เท่ากับ 0.10 ทำการคำนวณค่าขนาดอิทธิพล (effect size) และขนาดตัวอย่างสำหรับการเปรียบเทียบกลุ่มตัวอย่างจำนวน 7 กลุ่ม ด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป G Power เวอร์ชัน 3.1.9.2 โดยอ้างอิงผลการศึกษาของ Behnan และคณะ (2010)[19] สามารถคำนวณค่าขนาดอิทธิพลได้เท่ากับ 0.60 และคำนวณกลุ่มตัวอย่างได้เท่ากับ 8 ซี่ต่อกลุ่ม ผู้วิจัยได้เพิ่มขนาดตัวอย่างอีกร้อยละ 25 ดังนั้นการศึกษานี้จึงกำหนดขนาดตัวอย่างเท่ากับ 10 ซี่ต่อกลุ่ม

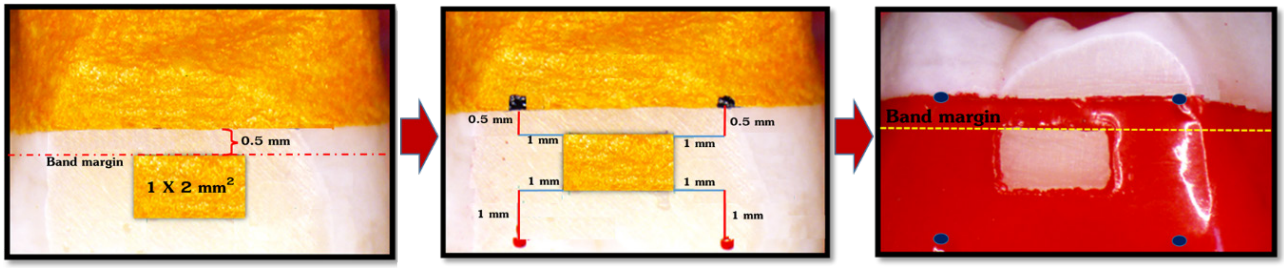
การเตรียมฟันตัวอย่าง

ใช้ฟันกรามน้อยแท้ซี่บนของมนุษย์ที่ถูกถอนด้วยเหตุผลในการรักษาทางทันตกรรม และแช่ในน้ำยาไทมอลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 ไม่เกิน 6 เดือน จำนวน 70 ซี่ โดยแต่ละซี่มีขนาดใกล้เคียงกัน กำจัดคราบสี หินน้ำลาย และเนื้อเยื่อออกจากตัวฟัน ใช้ผงขัดชนิดปราศจากฟลูออไรด์ขัดฟันแล้วล้างออกด้วยน้ำกลั่น และตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอว่าไม่มีรอยร้าว รอยผุ วัสดุบูรณะหรือความผิดปกติของผิวฟัน จากนั้นขัดผิวเคลือบฟันที่บริเวณกึ่งกลางฟันด้านไกลกลางด้วยกระดาษทรายน้ำละเอียด 800 กริท ร่วมกับเครื่องขัดความเร็ว 100 รอบต่อนาที เพื่อให้ผิวเคลือบฟันได้ระนาบเรียบเสมอกันอย่างน้อย 3 x 4 ตารางมิลลิเมตร จากนั้นตรวจสอบว่าไม่มีการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันด้วยเครื่อง QLF-D

เตรียมแถบรัดฟันชนิดทำเอง โดยใช้แผ่นเหล็กกล้าไร้สนิมโอบรอบฟันให้ได้ขนาดที่พอดีกับซี่ฟัน จากนั้นเชื่อมแผ่นเหล็กกล้า

ไร้สนิมด้วยเครื่องเชื่อม ปรับขอบล่างของแถบรัดฟันด้านไกลกลางให้อยู่ที่ระดับกึ่งกลางของตัวฟัน ใช้ band pusher กดแถบรัดฟันให้เข้าที่ ปรับขอบให้แนบกับตัวฟันและมีช่องว่างสำหรับซีเมนต์อยู่ระหว่าง 0.08 – 0.12 มิลลิเมตร ภายใต้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ

ทำช่องหน้าต่างทดลองขนาด 1 x 2 ตารางมิลลิเมตร ให้ขอบบนของช่องหน้าต่างอยู่ระดับเดียวกับขอบล่างของแถบรัดฟัน จากนั้นใช้หัวกรอเร็วชนิดปลายแหลมกรอที่ผิวเคลือบฟันจำนวน 4 จุด เพื่อกำหนดเป็นจุดอ้างอิงในการเลือกพื้นที่สำหรับการวิเคราะห์ด้วยเครื่อง QLF-D โดยห่างจากขอบด้านข้างและขอบด้านล่างของช่องหน้าต่างออกไปข้างละ 1 มิลลิเมตร และห่างจากขอบด้านบนของช่องหน้าต่างขึ้นไป 0.5 มิลลิเมตร จากนั้นทาน้ำยาทาเล็บสีแดงที่ผิวเคลือบฟันโดยรอบช่องหน้าต่างทดลอง ยกเว้นขอบบนของช่องหน้าต่างให้ทาน้ำยาทาเล็บสูงขึ้นไปเพียง 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้น ทำการวัดขนาดของช่องหน้าต่างทดลองและวัดระยะของจุดอ้างอิงด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ จะได้ช่องหน้าต่างทดลองขนาด 1 x 2 ตารางมิลลิเมตรและจุดอ้างอิงจำนวน 4 จุด ดังรูปที่ 1 จากนั้นแช่ฟันตัวอย่างในน้ำปราศจากไอออนที่อุณหภูมิห้องจนกว่าจะทำการศึกษาในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 1 *ขั้นตอนการสร้างช่องหน้าต่างทดลอง และจุดอ้างอิงภายใต้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ*

Figure 1 *Preparation sequence of experimental window and reference points under stereomicroscope*

การแบ่งกลุ่มทดลอง

กำหนดหมายเลขสำหรับฟันแต่ละซี่ จากนั้นสุ่มหยิบสลากหมายเลขเพื่อจัดฟันตัวอย่างเข้าสู่กลุ่มทดลองจำนวน 7 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ซี่ และกำหนดหมายเลขประจำกลุ่ม 1 – 7 เพื่อสุ่มหยิบสลากหมายเลขสำหรับยึดด้วยซีเมนต์แต่ละชนิด ดังนี้

กลุ่มควบคุมที่ไม่ยึดด้วยซีเมนต์และแถบรัดฟัน (Control) ทำการทาน้ำยาทาเล็บให้ทั่ว ยกเว้นบริเวณช่องหน้าต่างทดลอง

กลุ่มซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (ZP) ยี่ห้อ Zinc Cement Improve® ทำการผสมในอัตราส่วน ผง 1 ช้อนตวงต่อน้ำ 3 หยด บนแท่นแก้วที่มีความเย็น โดยใช้พายพลาสติกผสมส่วนผงเข้ากับส่วนน้ำทีละส่วนให้เข้ากันเป็นเนื้อครีมและยืดได้อย่างน้อย 1 นิ้ว ภายในเวลาไม่เกิน 90 วินาที เกลี่ยซีเมนต์บาง ๆ เข้าด้านในของแถบรัดฟันด้านใกล้เหงือก จากนั้นใส่ให้เข้าที่กับตัวฟัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน รอให้แข็งตัว 3 นาที

กลุ่มซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (ZPC) ยี่ห้อ Hy-Bond Polycarboxylate Cement® ทำการผสมในอัตราส่วน ผง 1 ช้อนตวงต่อน้ำ 3 หยด โดยแบ่งส่วนผงเป็นสองส่วนบนกระดาษผสม ใช้พายพลาสติกผสมส่วนแรกเข้ากับส่วนน้ำภายใน 20 วินาที ตามด้วยส่วนที่สอง ผสมให้เข้ากันเป็นเนื้อครีมและยืดได้อย่างน้อย 1 นิ้ว ภายในเวลา 60 วินาทีหลังจากเริ่มผสม เกลี่ยซีเมนต์เข้าด้านในของแถบรัดฟันด้านใกล้เหงือก จากนั้นใส่ให้เข้าที่กับฟัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน รอให้แข็งตัว 3 นาที

กลุ่มกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม (GI) ยี่ห้อ Hy-Bond Glasionomer CX® ทำการผสมในอัตราส่วนผง 1 ช้อนตวงต่อน้ำ 2 หยด โดยแบ่งส่วนผงเป็นสองส่วนบนกระดาษผสม ใช้พายพลาสติกผสมส่วนแรกเข้ากับส่วนน้ำภายใน 20 วินาที ตามด้วยส่วนที่สอง ผสมให้เข้ากันเป็นเนื้อครีมและยืดได้อย่างน้อย 1 นิ้ว ภายในเวลา 40 วินาทีหลังจากเริ่มผสม เกลี่ยซีเมนต์เข้าด้านในของแถบรัดฟันด้านใกล้เหงือก จากนั้นใส่ให้เข้าที่กับตัวฟัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน รอให้แข็งตัว 3 นาที

กลุ่มเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดผงและน้ำ (RMGI-PL) ยี่ห้อ Fuji Ortho LC® ใช้อัตราส่วน ผง 1 ช้อนตวงต่อน้ำ 3 หยด โดยแบ่งส่วนผงเป็นสองส่วนบนกระดาษผสม ใช้พายพลาสติกผสมส่วนแรกเข้ากับส่วนน้ำ ตามด้วยส่วนที่สองให้เข้ากันภายในเวลา 45 วินาที เกลี่ยซีเมนต์เข้าด้านในของแถบรัดฟันด้านใกล้เหงือก จากนั้นใส่ให้เข้าที่กับตัวฟัน ฉายแสงด้านบดเคี้ยว 1 วินาที กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน แล้วฉายแสงต่ออีกด้านละ 20 วินาที กลุ่มเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดสองหลอด (RMGI-PP) ยี่ห้อ Fuji Ortho Band Paste Pak® บีบซีเมนต์จากทั้งสองหลอดบนกระดาษผสม ใช้พายพลาสติกผสมให้เข้ากันใน 20 วินาที และเกลี่ยเข้าด้านในแถบรัดฟันด้านใกล้เหงือกก่อนใส่ให้เข้าที่กับฟัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน รอให้แข็งตัว 3 นาที

กลุ่มโพลิแอซิดมอดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน (PMCR) ยี่ห้อ Ultra Band-Lok® ฉีดซีเมนต์เข้าด้านในแถบรัดฟัน เกลี่ยซีเมนต์

ให้ทั่วก่อนใส่แถบรัดฟันให้เข้าที่กับฟัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกินออกบางส่วนและฉายแสงด้านบดเคี้ยว 1 วินาที จากนั้นกำจัดซีเมนต์ส่วนเกินที่เหลือออก วางปลายเครื่องฉายแสงที่รอยต่อของฟันและแถบรัดฟันด้านบดเคี้ยว หมุนปลายเครื่องฉายแสงเป็นวงกลมโดยรอบด้านบดเคี้ยว นาน 30 วินาที

ตารางที่ 1 *ส่วนประกอบของซีเมนต์แต่ละชนิด*

Table 1 *Components of cements*

Cement	Manufactures	Composition	
Zinc Cement Improved®	S.S. White Group, Gloucester, UK Lot (powder): 626321 Lot (liquid): 1016211	Powder Liquid	zinc oxide, magnesium oxide, silicon dioxide aluminum, zinc, phosphoric acid, phosphoric acid combined with aluminum/zinc
Hy-Bond Polycarboxylate Cement®	Shofu Dental, Kyoto, Japan Lot: 101701	Powder Liquid	zinc oxide (>80%), magnesium oxide copolymer of acrylic acid and tricarboxylic acid, deionized water, tartaric acid
Hy-Bond Glasionomer CX®	Shofu Dental, Kyoto, Japan Lot: 021702	Powder Liquid	fluoroalumino-silicate glass, HY agent, pigments acrylic acid-tricarboxylate acid co-polymer solution, tartaric acid, others
Fuji Ortho LC®	GC Corporation, Tokyo, Japan Lot: 1710041	Powder Liquid	alumino-silicate glass (100%) polyacrylic acid (20 - 22%), 2-hydroxyethyl methacrylate (35 - 40%), proprietary ingredient (5 - 15%), 2,2,4, trimethyl hexamethylene dicarbonate (5 - 7%), triethylene glycol dimethacrylate (4 - 6%)
Fuji Ortho Band Paste Pak®	GC Corporation, Tokyo, Japan Lot: 1805182	Paste A Paste B	fluoroaluminosilicate glass, hydroxyethyl methacrylate, dimethacrylate, pigment, initiator polyacrylic acid, distilled water, silica powder, initiator
Ultra Band-Lok®	Reliance Ortho Prod, IL, USA Lot: 184441	Paste	SG-355RG4000CMP3 (30 - 50%), BisGMA (10 - 30%), Barium monoxide (3.9 - 6.5%), 2-hydroxyethyl methacrylate (1 - 5%), 3-(trimethoxysilyl) propyl-2-methyl-2-propenoic acid (0.2 - 3.9%)

การจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อนเย็น (thermocycling)

นำฟันตัวอย่างผ่านการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อนเย็นที่อุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียส สลับกับอุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 1,440 รอบ รอบละ 30 วินาที โดยมีระยะพักระหว่างสลับ 5 วินาที[20] ทิ้งฟันตัวอย่างให้แห้ง 30 นาที แล้วทาด้วยน้ำยาทาเล็บสีแดงให้ทั่วทั้งซี่ฟัน ยกเว้นบริเวณช่องหน้าต่างทดลอง จากนั้นทิ้งฟันตัวอย่างให้แห้ง 30 นาที ก่อนแช่ลงในน้ำปราศจากไอออน เพื่อรอทำการทดสอบในขั้นตอนต่อไป

การจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรดด่างในช่องปาก (pH cycling)

นำฟันตัวอย่างแช่ในสารละลายสำหรับทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุ (demineralization solution) วันละ 3 ครั้ง ครั้งละ 35 นาที ในเวลา 7.25 – 8.00 น. 12.25 – 13.00 น. และ 17.25 – 18.00 น. สลับกับการแช่ในน้ำลายเทียม (artificial saliva) ที่ปราศจากฟลูออไรด์ ในตู้เขย่าและควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 21 วัน โดยกำหนดให้เปลี่ยนเป็นน้ำยาชุดใหม่ก่อนเริ่มแช่ในช่วงเช้าของทุกวัน และล้างฟันตัวอย่างด้วยน้ำปราศจากไอออน ซับให้แห้งด้วยผ้าสะอาดก่อนแช่ในน้ำยาแต่ละชนิด

ส่วนประกอบของสารละลายที่ใช้ผลิตโดยภาควิชาชีวเคมี คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย คือ สารละลายที่ทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุ pH 4.4 ประกอบด้วย โซเดียมไดไฮโดรเจนฟอสเฟต 2.2 มิลลิโมลต่อลิตร แคลเซียมคลอไรด์ 2.2 มิลลิโมลต่อลิตร และกรดอะซิติก50 มิลลิโมลต่อลิตร และน้ำลายเทียม pH 7 ประกอบด้วยโซเดียมไบคาร์บอเนต 20 มิลลิโมลต่อลิตร โซเดียม

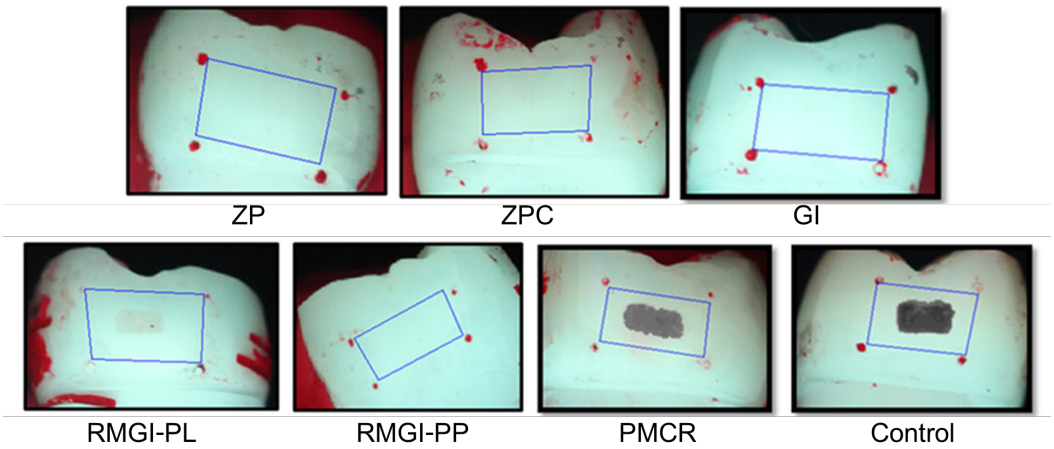
ไดไฮโดรเจนฟอสเฟต 3 มิลลิโมลต่อลิตร และแคลเซียมคลอไรด์ 1 มิลลิโมลต่อลิตร[21]

หลังจำลองการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรดด่างในช่องปาก ทำการถอดแถบรัดฟันออก กำจัดซีเมนต์ที่เหลืออยู่ภายใต้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ และใช้เครื่องมือลอกน้ำยาทาเล็บด้วยความระมัดระวัง จากนั้นแช่ฟันตัวอย่างในน้ำปราศจากไอออนจนกว่าจะวัดการเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์ด้วยเครื่อง QLF-D

การวัดการเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์ด้วยเครื่อง QLF-D

เช็ดฟันแต่ละซี่ด้วยผ้าก๊อซ ทิ้งให้แห้ง 15 นาที จากนั้นปิดลำดับที่และกลุ่มทดลอง โดยให้บุคคลภายนอกที่ไม่เกี่ยวข้องกับการวิจัยเป็นผู้สุ่มหมายเลขขึ้นมาใหม่เพื่อใช้สำหรับการวัด และจะทำการเปิดลำดับที่และกลุ่มทดลองเดิมเมื่อทำการวัดเสร็จสิ้น จากนั้นวางฟันตัวอย่างบนดินน้ำมันในกล่องพลาสติกที่มีขอบกล่องเรียบไม่ขรุขระ ใช้แผ่นกระจกผิวเรียบกดฟันตัวอย่างให้บริเวณช่องหน้าต่างทดลองอยู่ในแนวระนาบและตั้งฉากกับลำกล้อง จากนั้นถ่ายภาพรอยผุในห้องมืดด้วยเครื่อง QLF-D โดยจัดให้กล้องและฟันตัวอย่างอยู่ห่างกัน 10 เซนติเมตร กล้องถูกตั้งให้ถ่ายภาพด้วยความเร็วชัตเตอร์ (shutter speed) เท่ากับ 1 ต่อ 20 วินาที ขนาดรูเปิดรับแสง (aperture value) เท่ากับ 13.0

วัดการเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์บริเวณช่องหน้าต่างทดลองด้วยโปรแกรมวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์ (QA2 v1.21, Inspektor Research Systems BV, Amsterdam, The Netherlands) โดยใช้จุดอ้างอิง 4 จุด สำหรับลากกรอบสี่เหลี่ยมให้มีผิวเคลือบฟันปกติล้อมรอบช่องหน้าต่างทดลอง ซึ่งโปรแกรมจะพิจารณาว่ามีการสูญเสียแร่ธาตุเกิดขึ้นเมื่อบริเวณช่องหน้าต่างทดลองมีระดับฟลูออเรสเซนส์ลดลงมากกว่าร้อยละ 5 เมื่อเทียบกับฟลูออเรสเซนส์ของผิวเคลือบฟันปกติโดยรอบ[17] จากนั้นบันทึกค่าร้อยละการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์บริเวณหน้าต่างทดลองเมื่อเทียบกับผิวฟันปกติโดยรอบ (ΔF) ค่าร้อยละการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์สูงสุดบริเวณหน้าต่างทดลองเมื่อเทียบกับผิวฟันปกติโดยรอบ (ΔF_{max}) พื้นที่ที่เกิดการสูญเสียฟลูออเรสเซนส์ (Area) และปริมาตรของเคลือบฟันที่สูญเสียแร่ธาตุ (ΔQ) โดยรูปแสดงการวิเคราะห์การสูญเสียฟลูออเรสเซนส์ที่บริเวณช่องหน้าต่างทดลองของแต่ละกลุ่มแสดงดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 *รูปการวิเคราะห์ด้วย QLF-D ของแต่ละกลุ่มทดลอง*

Figure 2 *QLF-D images of each group*

กำหนดให้วัดการเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์ของชิ้นงานแต่ละซี่จำนวน 3 ครั้ง และใช้ค่าเฉลี่ยของค่า ΔF, ΔF_{max} , Area และ ΔQ จากทั้ง 3 ครั้ง เป็นตัวแทนของฟันแต่ละซี่ และเพื่อป้องกันความผิดพลาดจากความอ่อนล้าของผู้วัด กำหนดให้ผู้วิจัยทำการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของฟลูออเรสเซนส์ได้ไม่เกิน 6 ชั่วโมงต่อวัน โดยแบ่งเป็น 3 ช่วง ไม่เกินช่วงละ 2 ชั่วโมง และมีเวลาพักระหว่างช่วงอย่างน้อย 30 นาที

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ใช้โปรแกรมสำเร็จรูป เอสพีเอสเอส รุ่น 22.0 (SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA) ในการประมวลผล โดยทำการวิเคราะห์ค่า ΔF, ΔF_{max}, Area และ ΔQ ของทั้ง 7 กลุ่มด้วยสถิติเชิงพรรณนา ได้แก่ การวัดแนวโน้มเข้าสู่ส่วนกลาง (mean) และการวัดการกระจายข้อมูล (standard deviation) เมื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติ Kolmogorov-Smirnov test พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบไม่ปกติ จึงพิจารณาใช้สถิติไร้พารามิเตอร์ (non – parametric test) ชื่อ Kruskal-Wallis test เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละกลุ่ม ซึ่งพบว่ามีความแตกต่างกันของค่า ΔF, ΔF_{max}, Area และ ΔQ ระหว่าง 7 กลุ่มทดลองอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากนั้นเปรียบเทียบความแตกต่างทางสถิติในแต่ละคู่ โดยใช้สถิติ Dunn-Bonferroni post hoc test

ทำการทดสอบความน่าเชื่อถือของผู้ประเมิน (intra-rater reliability) จากการวัดค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ จำนวน 3 ครั้ง ด้วยสถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (intraclass correlation coefficient: ICC) Model (3,1) และทำการประเมินความน่าเชื่อถือของการทดสอบและทดสอบซ้ำ (test-retest reliability) ด้วยการนำชิ้นงานทุกชิ้นมาวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงฟลูออเรสเซนส์ซ้ำห่างจากการวิเคราะห์ครั้งแรก 7 วัน จากนั้นนำค่าเฉลี่ยของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ จากการวิเคราะห์ครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 มาทดสอบด้วยสถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น Model (3,1)

ผลการศึกษา

การเปรียบเทียบความแตกต่างทางสถิติของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ระหว่างกลุ่มทั้ง 7 กลุ่ม ด้วยสถิติ Dunn-Bonferroni post hoc test ได้ผลดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 *การเปรียบเทียบพหุคูณของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ (ค่าเฉลี่ย ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ระหว่างกลุ่มทดลอง*

Table 2 *Multiple comparisons of ΔF, $ΔF_{max}$, Area, and ΔQ (mean ± standard deviation) between groups*

Cement	n	ΔF (%) Mean ± SD	$ΔF_{max}$ (%) Mean ± SD	Area (Px2) Mean ± SD	ΔQ (%Px2) Mean ± SD
ZP	10	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}
ZPC	10	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}
GI	10	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}
RMGI-PP	10	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}	0 ± 0^{A}
RMGI-PL	10	-3.03 ± 4.03^{AB}	-4.33 ± 5.92^{AB}	138.87 ± 199.82^{AB}	$-1,117.97 \pm 1,695.19^{AB}$
PMCR	10	-7.12 ± 1.80^{BC}	-9.53 ± 3.66^{BC}	267.03 ± 236.42^{BC}	$-2,230.77 \pm 2,392.88^{BC}$
Control	10	-14.87 ± 5.12^{C}	-25.06 ± 8.92^{C}	695.03 ± 370.74^{C}	$-10,353.17 \pm 7,764.62^{C}$

Different letters indicate statistically significant differences between groups

จากผลการศึกษาเมื่อจับคู่เปรียบเทียบกลุ่ม Control กับกลุ่ม ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP พบว่าแต่ละคู่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ($p<0.001$) และเมื่อเปรียบเทียบกลุ่ม Control กับกลุ่ม RMGI-PL พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ($p<0.05$) นอกจากนั้นเมื่อจับคู่เปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม PMCR กับกลุ่ม ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP พบว่าแต่ละคู่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ทางสถิติของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ($p<0.05$)

การทดสอบความน่าเชื่อถือของผู้ประเมิน (intra-rater reliability) จากการวิเคราะห์ค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ด้วย QLF-D จำนวน 3 ครั้ง โดยใช้สถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (intraclass correlation coefficient: ICC) Model (3,1) มีค่าเท่ากับ 1.000, 0.999, 0.997 และ 0.999 ตามลำดับ แสดงว่าค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ที่วิเคราะห์ได้ทั้ง 3 ครั้ง มีความสอดคล้องกันในระดับดีมาก[22] และการประเมินความน่าเชื่อถือของการทดสอบและทดสอบซ้ำ (test-retest reliability) จากค่าเฉลี่ยของค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ในการวัดครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ซึ่งวัดห่างกัน 7 วัน เมื่อทดสอบด้วยสถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น Model (3,1) มีค่าเท่ากับ 0.999, 0.999, 0.996 และ 0.522 ตามลำดับ กล่าวคือ ค่า ΔF, $ΔF_{max}$ และ Area ที่วัดได้จากทั้งสองครั้งมีความแน่นอนในระดับดีมาก ส่วนค่า ΔQ ที่วัดได้จากทั้งสองครั้งมีความแน่นอนในระดับพอใช้[22]

บทวิจารณ์

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาผลของซีเมนต์ยึดแถบรัดฟันชนิด ZP, ZPC, GI, RMGI-PL, RMGI-PP และ PMCR ต่อการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ขอบแถบรัดฟัน โดยวัดค่า ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ ด้วยเครื่อง QLF-D ซึ่งเป็นอีกเทคนิคที่ใช้สำหรับวัดการเปลี่ยนแปลงแร่ธาตุของรอยผุในระยะเริ่มแรก[23] เทคนิคนี้ได้รับการศึกษาว่าสามารถตรวจพบรอยโรคฟันผุในระยะเริ่มแรกได้ก่อนการตรวจด้วยตา โดยไม่ต้องทำลายชิ้นฟันตัวอย่าง[18] โปรแกรมจะวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพถ่ายโดยทำการเปรียบเทียบปริมาณฟลูออเรสเซนส์ในบริเวณที่มีการสูญเสียแร่ธาตุกับผิวเคลือบฟันปกติโดยรอบและรายงานผลจำนวน 4 ค่า คือ ΔF, $ΔF_{max}$, Area และ ΔQ[18,24] เนื่องจากเทคนิคนี้ต้องจัดวางพื้นที่ที่ต้องการทดสอบให้ตั้งฉากกับลำกล้อง ผู้วิจัยจึงเตรียมพื้นที่ทดลองในฟันแต่ละซี่ให้มีระนาบเรียบเสมอกัน ร่วมกับการจัดตั้งชิ้นงานให้บริเวณที่ต้องการทดสอบตั้ง

ฉากกับลำกล้องและอยู่ห่างจากตัวกล้องเท่ากันในทุกครั้งที่ทำการทดสอบ จึงสามารถเปรียบเทียบค่า ΔF, ΔF_{max}, Area และ ΔQ ระหว่างซี่ฟันได้อย่างแม่นยำ

การวัดระดับการสูญเสียแร่ธาตุบริเวณช่องหน้าต่างทดลองด้วยเครื่อง QLF-D ต้องใช้พื้นผิวเคลือบฟันที่ไม่มีการสูญเสียแร่ธาตุโดยรอบเพื่อใช้เปรียบเทียบความต่างของฟลูออเรสเซนส์ระหว่างทั้งสองพื้นที่ การทดลองนี้จึงออกแบบให้มีผิวเคลือบฟันปกติที่ถูกทาด้วยน้ำยาทาเล็บอยู่โดยรอบช่องหน้าต่างทดลอง อีกทั้งมีการบากสัญลักษณ์เพื่อใช้อ้างอิงขอบเขตของพื้นที่ดังกล่าว เพื่อให้พื้นที่สำหรับการวิเคราะห์ถูกจำกัดอยู่เฉพาะในบริเวณที่ต้องการ และไม่ครอบคลุมพื้นที่ซึ่งถูกยึดด้วยซีเมนต์ซึ่งอาจมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของฟลูออเรสเซนส์ได้ ทำให้ค่าที่ได้เกิดจากการเปรียบเทียบความต่างของฟลูออเรสเซนส์ระหว่างพื้นที่ช่องหน้าต่างและผิวเคลือบฟันปกติโดยรอบเท่านั้น

การศึกษาครั้งนี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ มีการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรดด่างในช่องปาก โดยอ้างอิงและดัดแปลงวิธีการจากการศึกษาของ Vorhies และคณะ (1998)[21] ด้วยการแช่ชิ้นงานในน้ำลายเทียมที่ไม่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ สลับกับสารละลายสำหรับทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุวันละ 3 ครั้ง ครั้งละ 35 นาที เป็นเวลา 21 วัน หลังจากจำลองสภาวะการสูญเสียแร่ธาตุและการคืนกลับแร่ธาตุนาน 21 วัน พบว่ากลุ่ม Control ซึ่งไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์เกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันในบริเวณช่องหน้าต่างทดลอง คือมีการสูญเสียแร่ธาตุมากกว่าการคืนกลับแร่ธาตุ จึงพิจารณาได้ว่ากระบวนการจำลองสภาวะในช่องปากที่เลือกใช้ในครั้งนี้ใกล้เคียงกับสภาวะช่องปากของผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดโรคฟันผุ ดังนั้นการจำลองสภาวะในช่องปากด้วยวิธีดังกล่าวรวมถึงระยะเวลาที่เลือกใช้เป็นเวลา 21 วัน จึงเป็นอีกวิธีที่สามารถนำมาศึกษาประสิทธิภาพของซีเมนต์ยึดแถบรัดฟันต่อการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุของผิวเคลือบฟันในกลุ่มผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดโรคฟันผุได้ อย่างไรก็ตามการใช้สารละลายเพื่อจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรดด่างในช่องปาก ไม่สามารถจำลองสภาวะในช่องปากที่มีความซับซ้อนได้อย่างสมบูรณ์ หากต้องการผลการศึกษาที่มีความใกล้เคียงกับสภาพในช่องปากมากขึ้นอาจพิจารณาศึกษาโดยจำลองการเกิดรอยโรคฟันผุด้วยเชื้อแบคทีเรียก่อโรคฟันผุ หรือการศึกษาในช่องปากมนุษย์โดยตรง

การศึกษาครั้งนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม พบว่า ZP, ZPC, GI, RMGI-PL และ RMGI-PP ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบแถบรัดฟันได้ โดย ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ดีกว่า PMCR แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่าง RMGI-PL กับ PMCR และระหว่าง PMCR กับ Control ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Hedge และคณะ (2014)[25] และ Prabhavathi และคณะ (2015)[26] ที่พบว่า ZP ชนิดไม่มีฟลูออไรด์, ZPC ชนิดมีฟลูออไรด์, GI, RMGI-PL และ RMGI-PP ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันแตกต่างจากกลุ่มควบคุมที่ไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ขัดแย้งกับการศึกษาของ Foley และคณะ (2002)[20] ที่พบว่าการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุของ ZP ชนิดไม่มีฟลูออไรด์ไม่แตกต่างจากกลุ่มควบคุมที่ไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์

เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง PMCR และ GI การศึกษาในครั้งนี้พบว่า PMCR ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้น้อยกว่า GI ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Vanmiller และคณะ (2003)[27] และ Prabhavathi และคณะ (2015)[26] แต่เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง PMCR และ RMGI-PL ในการศึกษาครั้งนี้พบว่าทั้งสองกลุ่มให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุไม่แตกต่างกัน ซึ่งขัดแย้งกับการศึกษาของ Prabhavathi และคณะ (2015)[26] ที่พบว่า RMGI-PL ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุได้ดีกว่า PMCR นอกจากนั้นเมื่อเปรียบเทียบกลุ่ม PMCR กับ ZP ชนิดที่ไม่มีฟลูออไรด์ การศึกษาในครั้งนี้พบว่า ZP ชนิดที่ไม่มีฟลูออไรด์ยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุได้ดีกว่า PMCR ซึ่งขัดแย้งกับหลายการศึกษาในอดีต ได้แก่ Prabhavathi และคณะ (2015)[26] ที่พบว่า PMCR ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุดีกว่า ZP ชนิดไม่มีฟลูออไรด์ ส่วนการศึกษาของ Vanmiller และคณะ (2003)[27] พบว่า PMCR ให้ผลยับยั้งไม่แตกต่างกัน ทั้งนี้การศึกษาที่ผ่านมา ยังไม่พบการศึกษาเปรียบเทียบระหว่าง PMCR กับกลุ่มควบคุมที่ไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์มาก่อน

การที่ผลการศึกษาในครั้งนี้แตกต่างจากการศึกษาในอดีตเนื่องจากการศึกษาส่วนใหญ่[20,25,26] เป็นการศึกษาผลของการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุของฟัน หลังจากยึดด้วยซีเมนต์ชนิดต่าง ๆ โดยนำชิ้นฟันตัวอย่างที่ถูกถอดแถบรัดฟันและซีเมนต์ออกหมดแล้วมาแช่ในสารละลายที่เป็นกรด เพื่อจำลองการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟัน ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาในครั้งนี้ที่ทำการศึกษาที่บริเวณขอบแถบรัดฟันซึ่งยึดด้วยซีเมนต์แต่ละชนิดโดยไม่ได้ถอดแถบรัดฟันหรือกำจัดซีเมนต์ออก จากนั้นทำการจำลองสภาวะในช่องปาก คือการจำลองสภาวะอุณหภูมิร้อนเย็น และการจำลองสภาวะความเป็นกรดด่าง โดยแช่ชิ้นงานในน้ำลายเทียมที่ไม่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ สลับกับสารละลายที่ทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุ ผลการศึกษาที่ได้จึงเป็นผลในการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันของซีเมนต์ชนิดต่าง ๆ ขณะใช้ยึดแถบรัดฟัน

ลักษณะเฉพาะและส่วนประกอบทางเคมีของซีเมนต์แต่ละชนิด มีผลต่อความสามารถในการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่แตกต่างกัน คุณสมบัติสำคัญประการหนึ่งคือความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ ซึ่งเกิดจากปฏิกิริยาระหว่างกรดโพลีแอซิดและ

แก้วฟลูออโรอะลูมิโนซิลิเกตที่เป็นส่วนประกอบของซีเมนต์หลาย ๆ ชนิด โดยในช่วงแรกจะมีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ในความเข้มข้นสูง เรียกว่า “burst effect” ตามด้วยการปลดปล่อยฟลูออไรด์ความเข้มข้นต่ำ ๆ ในเวลาต่อมา[28] ซึ่งฟลูออไรด์ความเข้มข้นสูงดังกล่าวจะทำให้เกิดการสร้างแคลเซียมฟลูออไรด์บนผิวฟันในทันที[29] ทำให้สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณนั้นได้ ส่วนหลังจากนั้นแม้ว่าจะมีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในความเข้มข้นต่ำ ๆ แต่หากมีการปลดปล่อยออกมาอย่างสม่ำเสมอ ก็ยังมีผลต่อการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุและส่งเสริมการคืนกลับแร่ธาตุได้[30] เมื่อพิจารณาผลการศึกษาในอดีตจะพบว่า GI, RMGI-PL, RMGI-PP และ PMCR สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้[15,18,31,32,33] แต่เมื่อพิจารณาจากระดับการปลดปล่อยฟลูออไรด์ของวัสดุแต่ละชนิด[32] พบว่า GI และ RMGI-PP มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในระดับสูงใกล้เคียงกัน และ PMCR มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในระดับต่ำที่สุด โดยที่ RMGI-PL มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในระดับใกล้เคียงกับ PMCR ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้ ซึ่งพบว่า GI, RMGI-PP, RMGI-PL สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ดีกว่ากลุ่มควบคุม และ PMCR ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ไม่แตกต่างจากกลุ่มควบคุม โดยที่ไม่พบความแตกต่างระหว่าง RMGI-PL และ PMCR ซึ่งการพบว่า PMCR ให้ผลยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ไม่ต่างจากกลุ่มควบคุมอาจเป็นเพราะปริมาณฟลูออไรด์ที่ปลดปล่อยออกมาไม่เพียงพอที่จะยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบของแถบรัดฟันได้

การศึกษาในครั้งนี้เลือกใช้ ZPC ชนิดที่มีฟลูออไรด์ และ ZP ชนิดที่ไม่มีฟลูออไรด์สำหรับทำการทดสอบ จากผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าซีเมนต์ทั้งสองชนิดสามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ ซึ่งสันนิษฐานว่าเป็นผลของซิงค์ไอออนที่ละลายตัวจากซีเมนต์ทั้งสองชนิด โดยจากการวิเคราะห์ผิวเคลือบฟันที่ติดกับ ZP ด้วยเทคนิคอินฟราสเปกโทรสโคปิกของ Crisp และคณะ (1978)[34] จะพบการสร้างผลึก α-hopeite-like phase ที่หนาแน่นบริเวณผิวเคลือบฟันที่ติดกับ ZP มากกว่าผิวเคลือบฟันที่ห่างออกไป ซึ่ง Mohammed และคณะ (2014)[35] ได้อธิบายว่าในภาวะที่เป็นกรดจะเกิดการละลายตัวของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ผิวเคลือบฟันเกิดเป็นแคลเซียมไอออนและฟอสเฟตไอออน ร่วมกับการปลดปล่อยซิงค์ไอออนจากผลิตภัณฑ์ที่มีซิงค์เป็นส่วนประกอบจากนั้นจะเกิดการจับตัวกันของซิงค์ไอออนและฟอสเฟตไอออนที่โครงข่ายของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์สร้างเป็น α-hopeite-like phase ที่ผิวเคลือบฟันซึ่งสามารถยับยั้งการสูญเสียฟอสเฟสออกจากผิวเคลือบฟันได้ อย่างไรก็ตามการสร้างผลึกดังกล่าวจะเกิดเฉพาะในสภาวะความเป็นกรดด่างที่เหมาะสม มีความเข้มข้นของซิงค์ไอออนที่เพียงพอและอยู่ในบริเวณที่ใกล้เคียงกับซีเมนต์ แต่การศึกษาในครั้งนี้ให้ผลการศึกษาที่แตกต่างจากผลการศึกษาในอดีต ซึ่งพบว่า ZP ที่ไม่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ไม่สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์[20] แต่เมื่อพิจารณาถึงกระบวนการวิจัยแล้วพบว่า การศึกษาดังกล่าวเป็นการนำฟันตัวอย่างที่ถอดแถบรัดฟันและกำจัด ZP ออกหมดแล้วมาแช่ในสารละลายกรดแลกติกเพียงอย่างเดียวเป็นเวลา 4 สัปดาห์ ซึ่งอาจเป็นภาวะที่ไม่เกิดการปลดปล่อยซิงค์ไอออนออกมาในความเข้มข้นที่เพียงพอสำหรับการสร้างผลึก α-hopeite-like phase ที่มีความสามารถต้านทานต่อการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ ส่งผลให้การศึกษาดังกล่าวแตกต่างจากการศึกษาในครั้งนี้

สำหรับ ZPC ที่เลือกใช้ในการศึกษานี้เป็นชนิดที่มีฟลูออไรด์เป็นส่วนประกอบ จึงทำให้ ZPC สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้ ทั้งจากคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์และการปลดปล่อยซิงค์ไอออนดังที่กล่าวข้างต้นแล้ว แม้จะยังไม่มีการศึกษาถึงปริมาณหรือความเข้มข้นของฟลูออไรด์ที่ปลดปล่อยออกมาจาก ZPC แต่จากผลการศึกษาในอดีตพบว่าผิวเคลือบฟันที่ผ่านการยึดด้วย ZPC ชนิดที่มีฟลูออไรด์สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันได้มากกว่ากลุ่มควบคุมซึ่งไม่ถูกยึดด้วยซีเมนต์ชนิดใดมาก่อน[20] อย่างไรก็ตามในปัจจุบันมีการพัฒนาซีเมนต์สำหรับยึดแถบรัดฟันขึ้นมาอีกหลายชนิด เช่น ซีเมนต์ชนิดที่มีส่วนผสมของซีพีพี-เอซีพี หรือซีเมนต์ชนิดที่มีฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรีย เป็นต้น ซึ่งหากมีการศึกษาเพิ่มเติมอาจจะเป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับการเลือกใช้ซีเมนต์ยึดแถบรัดฟันต่อไป

Millet และคณะ[16] แนะนำข้อพิจารณา 4 ประการ ในการเลือกใช้ซีเมนต์สำหรับยึดแถบรัดฟัน คือ ต้องเป็นซีเมนต์ที่ใช้งานง่าย ราคาไม่แพง ให้การยึดติดที่ดีแต่ไม่ทำให้เกิดการสูญเสียผิวเคลือบฟันขณะถอดเครื่องมือและสามารถป้องกันการเกิดฟันผุที่ผิวเคลือบฟันได้ จากผลการศึกษาในครั้งนี้พบว่าฟันซึ่งยึดด้วย ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP ไม่เกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบของแถบรัดฟัน แต่เมื่อคำนึงถึงข้อพิจารณาอื่น ๆ ข้างต้นแล้ว พบว่า แม้ ZP และ ZPC จะมีราคาไม่แพง แต่มีอัตราการละลายตัวสูงและมีความแข็งแรงต่ำ[36,37] จึงไม่เหมาะสำหรับใช้ยึดแถบรัดฟันที่ต้องการการยึดติดที่ดีในระยะยาว ส่วน GI เป็นซีเมนต์ที่สามารถถอดแถบรัดฟันออกได้ง่ายและมีคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ แต่ในช่วงแรกของการก่อตัวต้องหลีกเลี่ยงการสัมผัสกับความชื้น เนื่องจากเป็นช่วงเวลาที่วัสดุมีความไวต่อการดูดน้ำและสูญเสียน้ำ อันจะเป็นสาเหตุทำให้วัสดุเกิดความอ่อนแอได้[38] ซึ่งระยะเวลาดังกล่าวอาจทำได้ยากในผู้ป่วยเด็กที่ไม่ให้ความร่วมมือ อีกทั้งเป็นวัสดุที่ต้อง

ทำการตวงให้ได้สัดส่วนและผสมให้มีลักษณะที่เหมาะสมก่อนการใช้งาน จึงอาจเกิดความผิดพลาดในขั้นตอนการตวงและผสมได้ สำหรับ RMGI-PP เป็นซีเมนต์ชนิดสองหลอดที่ใช้งานได้ง่ายขึ้น โดยถูกออกแบบให้สามารถบีบซีเมนต์ออกจากหลอดให้มีสัดส่วนที่พอดีต่อการผสมให้ได้เนื้อซีเมนต์ที่เหมาะสมสำหรับการใช้งาน และเนื่องจาก PMCR-PP ให้การยึดติดที่ดี[39] จึงอาจเป็นทางเลือกในกรณีที่ต้องการการยึดติดที่ดีในระยะยาว แต่ต้องพิจารณาถึงค่าใช้จ่ายด้วยเนื่องจากมีราคาค่อนข้างสูง

สำหรับฟันที่ยึดด้วย RMGI-PL แม้จะมีการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบของแถบรัดฟันขึ้น แต่เกิดน้อยกว่ากลุ่ม Control แสดงว่าซีเมนต์มีความสามารถในการยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุอยู่บ้าง และเมื่อพิจารณาการใช้งาน แม้ว่าผู้ใช้จะต้องตวงและทำการผสมให้ได้ซีเมนต์ที่เหมาะสมต่อการใช้งาน แต่สามารถทำให้แข็งตัวได้ทันทีด้วยการใช้แสงกระตุ้น ทำให้ลดระยะเวลาในการทำงานลง ส่วนฟันที่ยึดด้วย PMCR จากการศึกษาพบว่าเกิดการสูญเสียแร่ธาตุไม่ต่างไปจากกลุ่ม Control แต่เมื่อพิจารณาถึงปัจจัยอื่น ๆ พบว่า PMCR เป็นซีเมนต์ชนิดหลอดเดียวทำให้ใช้งานได้ง่าย ราคาไม่แพง และสามารถทำให้แข็งตัวได้โดยการใช้แสงกระตุ้น จึงอาจพิจารณาเลือกใช้ในกรณีที่ต้องการความรวดเร็วในการทำงาน อย่างไรก็ตาม การเลือกใช้ซีเมนต์สำหรับยึดแถบรัดฟันในผู้ป่วยแต่ละราย นอกจากจะต้องพิจารณาจากปัจจัยดังกล่าวข้างต้นแล้ว การติดตามการรักษาอย่างสม่ำเสมอเป็นอีกปัจจัยที่จะช่วยให้ทันตแพทย์สามารถประเมินความเสี่ยงต่อการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบของแถบรัดฟัน และสามารถเลือกใช้มาตรการทางทันตกรรมป้องกันได้อย่างทันท่วงที ทั้งนี้ในผู้ป่วยที่มีเครื่องมือในช่องปาก ควรได้รับการแนะนำและฝึกปฏิบัติในการทำความสะอาดในช่องปากอย่างสม่ำเสมอ

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาในครั้งนี้สรุปได้ว่า ฟันซึ่งยึดแถบรัดฟันด้วย ZP, ZPC, GI และ RMGI-PP ไม่เกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันบริเวณขอบของแถบรัดฟัน แต่พบว่าฟันซึ่งยึดแถบรัดฟันด้วย RMGI-PL, PMCR และกลุ่ม Control เกิดการสูญเสียแร่ธาตุที่ผิวเคลือบฟันขึ้น โดยกลุ่ม RMGI- PL เกิดการสูญเสียแร่ธาตุน้อยกว่ากลุ่ม Control ขณะที่กลุ่ม PMCR เกิดการสูญเสียแร่ธาตุไม่ต่างจากกลุ่ม Control

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณบริษัทไลออนส์ ประเทศไทย จำกัด ภาควิชาชีวเคมี ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน และภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนวัสดุ อุปกรณ์ เครื่องมือในการทดสอบ และอนุเคราะห์สถานที่สำหรับการวิจัย และกราบขอบพระคุณ ผศ.ทญ.ดร.อ้อยทิพย์ ชาญการค้า และ ศ.(พิเศษ) ทญ.ชุติมา ไตรรัตน์วรกุล ที่ช่วยให้คำปรึกษาและชี้แนะการทำวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1982; 81(2):93-8.

2. Mizrahi E. Enamel demineralization following orthodontic treatment. ***Am J Orthod*** 1982;82(1):62-7.

3. Tufekci E, Dixon JS, Gunsolley JC, Lindauer SJ. Prevalence of white spot lesions during orthodontic treatment with fixed appliances. ***Angle Orthod*** 2011;81(2):206-11.

4. Mizrahi E. Surface distribution of enamel opacities following orthodontic treatment. ***Am J Orthod*** 1983;84(4):323-31.

5. Øggard B, Rolla G, Arends J, Tencate JM. Orthodontic appliance and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesion. ***Am J Orthod*** 1988;94(2):123-8.

6. Benson PE, Shah AA, Millett DT, Dyer F, Parkin N, Vine RS. Fluorides, orthodontics and demineralization: a systematic review. ***J Orthod*** 2005;32(2):102-14.

7. Marcusson A, Norevall LI, Persson M. White spot reduction when using glass ionomer cement for bonding in orthodontics: a longitudinal and comparative study. ***Eur J Orthod*** 1997;19(3):233-42.

8. Valk JW, Davidson CL. The relevance of controlled fluoride release with bonded orthodontic appliances. ***J Dent*** 1987;15(6):257-60.

9. Hamula W, Hamula DW, Brower K. Glass ionomer update. ***J Clin Orthod*** 1993;27(8):420-5.

10. Tantbirojn D, Falsafi A, Mitra SB, Delong R, Douglas WH, Ton T. Fluoride release and dentin caries inhibition adjacent to resin-modified glass-ionomer luting cements. ***Chin Dent J*** 2005;24(3):127-33.

11. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. ***Dent Mater*** 2007;23(5):615-22.

12. Millett DT, Kamahli K, McColl J. Comparative laboratory investigation of dual-cured vs. conventional glass ionomer cements for band cementation. ***Angle Orthod*** 1998;68(4):345-50.

13. Aggarwal M, Foley TF, Rix D. A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements. ***Angle Orthod*** 2000;70(4):308-16.

14. Wheeler AW, Foley TF, Mamandras A. Comparison of fluoride release protocols for in-vitro testing of 3 orthodontic adhesives. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2002;121(3):301-9.

15. Shimazu K, Ogata K, Karibe H. Evaluation of the caries-preventive

effect of three orthodontic band cements in terms of fluoride release, retentiveness, and microleakage. ***Dent Mater J*** 2013;32(3):376-80.
16. Millett DT, Glenny AM, Mattick RCR, Mandall NA. Adhesives for fixed orthodontic bands (Review). ***Cochrane Database of Syst Re***. 2016(10):CD004485.
17. de Josselin de Jong E, Sundstrom F, Westerling H, Tranaeus S, ten Bosch JJ, Angmar-Mansson B. A new method for *in vivo* quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. ***Caries Res*** 1995;29(1):2-7.
18. Pretty IA, Pender N, Edgar WM, Higham SM. The *in vitro* detection of early enamel de- and re-mineralization adjacent to bonded orthodontic cleats using quantitative light-induced fluorescence. ***Eur J Orthodont*** 2003;25(3):217-23.
19. Behnan SM, Arruda AO, Gonzalez-Cabezas C, Sohn W, Peters MC. *In-vitro* evaluation of various treatments to prevent demineralization next to orthodontic brackets. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2010;138(6):712.e1-e7.
20. Foley T, Aggarwal M, Hatibovic-Kofman S. A comparison of *in vitro* enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2002;121(5):526-30.
21. Vorhies AB, Donly KJ, Staley RN, Wefel JS. Enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets bonded with hybrid glass ionomer cements: an *in vitro* study. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1998;114(6):668-74.
22. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. ***J Chiropr Med*** 2016; 15(2):155-63.
23. Baysal A, Ulusoy SN, Uysal T. Evaluation of enamel demineralization in adolescents after rapid maxillary expansion using the quantitative light-induced fluorescence method: A single-center, randomized controlled clinical trial. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2016; 150(5):731-9.
24. Ko HY, Kang SM, Kim HE, Kwon HK, Kim BI. Validation of quantitative light-induced fluorescence-digital (QLF-D) for the detection of approximal caries *in vitro*. ***J Dent*** 2015;43(5):568-75.
25. Hegde AB, Patil T, Khandekar S, Gupta G, Nayak USK. Comparative assessment of resistance to enamel demineralization after orthodontic banding with three different cements- An *in vitro* study. ***Cumhuriyet Dent J*** 2014;17(2):159-65.
26. Prabhavathi V, Jacob J, Kiran MS, Ramakrishnan M, Sethi E, Krishnan CS. Orthodontic cements and demineralization: An *in vitro* comparative scanning electron microscope study. ***J Int Oral Health*** 2015;7(2):28-32.
27. Vanmiller EJ, Donly KJ. Enamel demineralization inhibition by cements at orthodontic band margins. ***Am J Dent*** 2003;16(5):356-8.
28. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Tagliani P, Klersy C. *In-vitro* fluoride release rates from 9 orthodontic bonding adhesives. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2007;132(5):656-62.
29. Rolla G, Saxegaard E. Critical evaluation of the composition and use of topical fluorides, with emphasis on the role of calcium fluoride in caries inhibition. ***J Dent Res*** 1990;69(Spec Iss):780-5.
30. ten Cate JM. Current concepts on the theories of the mechanism of action of fluoride. ***Acta Odontol Scand*** 1999;57(6):325-9.
31. Gillgrass TJ, Millett DT, Creanor SL, MacKenzie D, Bagg J, Gilmour WH, *et al.* Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements. ***J Dent*** 1999;27(6):455-61.
32. Komori A, Kojima I. Evaluation of a new 2-paste glass ionomer cement. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2003;123(6):649-52.
33. Ahn SJ, Lee SJ, Lee DY, Lim BS. Effects of different fluoride recharging protocols on fluoride ion release from various orthodontic adhesives. ***J Dent*** 2011;39(3):196-201.
34. Crisp S, O'Neill IK, Prosser HJ, Stuart B, Wilson AD. Infrared spectroscopic studies on the development of crystallinity in dental zinc phosphate cements. ***J Dent Res*** 1978;57(2):245-54.
35. Mohammed NR, Mneimne M, Hill RG, Al-Jawad M, Lynch RJ, Anderson P. Physical chemical effects of zinc on in vitro enamel demineralization. ***J Dent*** 2014;42(9):1096-104.
36. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. Phillips' science of dental materials. 12th ed. Missourri: Elsevier; 2003. p. 307-39.
37. Hatrick CD, Eakle WS. Dental cement. Dental materials clinical applications for dental assistants and dental hygienists. 2nd ed. Missouri: Elsevier; 2016. p. 220-42.
38. Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., May KN, Jr., Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. ***J Dent*** 2000;28(5):367-73.
39. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Noga E, Scribante A, Klersy C. *In vitro* bond strength evaluation of four orthodontic cements. ***J Adhes Dent*** 2010;12:131-5.

Original Article

The Appropriate Anteroposterior Position of Maxillary Incisor in Thai Adults

Naruedol Rattanakornkul[1], Vorapat Trachoo[1], Janeta Chavanavesh[2]

[1]Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The aim of this study was to determine the appropriate sagittal maxillary position in Thai adults for orthognathic surgery. The study included males and females with completed orthodontic treatment, normal profile, dental and skeletal Class I. Two linear and four angular parameters of lateral cephalometry were measured to obtain maxillary position and upper incisor to Nasion perpendicular (UI-Nperp) distance. The digital cephalometric analyses were performed using Dolphin Imaging Software. Seventy-five patients met the inclusion criteria with a mean age of 23.79 ± 4.74 years. The means of UI-Nperp were 7.3 ± 4.6 mm for males and 8.4 ± 3.6 mm for females. No significant difference was observed in the UI-Nperp distance between the extraction and non-extraction groups. In conclusion, the UI-Nperp distance could be a useful tool for determining proper sagittal maxillary position when performing Le Fort I osteotomy in orthognathic surgery.

Keyword: Orthognathic surgery, Sagittal maxillary position, Upper incisor

Received Date: Apr 7, 2021 **Revised Date:** May 11, 2021 **Accepted Date:** Jun 9, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.11

Correspondence to:

Vorapat Trachoo, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri Dunant Rd. Pathum Wan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8581 Fax: 02-218-8581 Email: vtrachoo@gmail.com

Introduction

In general, orthognathic surgeons and orthodontists collect data from history taking, clinical examinations, radiographic images, and model analyses for orthognathic surgical planning.[1] The proper maxillary position in sagittal, vertical, and transverse dimensions is essential for facial profile esthetics in double jaw surgery.[2] Goals for vertical and transverse maxillary position depend on facial evaluations and the surgeon experiences, but the proper anteroposterior maxillary position can be determined from cephalometric analysis and a clinical examination.

There were several cephalometric analyses for determining the appropriate sagittal position of the maxilla. Steiner[3] described the use of the angle derived from connecting the cephalometric landmarks of SNA to determine the sagittal position of the maxilla compared with population norms. Ricketts[4] studied measurement of Maxillary depth which does not change with age. McNamara[5] proposed the use of the natural head position and an external reference line (nasion-perpendicular) to measure the sagittal maxillary position. Wolford[2] recommended the use of a desired

anteroposterior position of the upper incisor as a guide for the proper maxillary position. However, there were some limitations for norms of one ethnic group that cannot be applied to others.[6-12]

Many cephalometric Thai norms were reported. Suchato and Chaiwat[13] studied 100 untreated orthodontic Thai patients with Class I molar relationships in Bangkok. This study showed the mean value of SNA and UI-NA. Sorathesn[14] studied the craniofacial norms for Thais from 100 untreated orthodontic Thai patients with good occlusion. This article showed that the means of male and female SNA were different from Caucasians. Ruksujarit *et al.,*[15] conducted a study in 173 Thai children with an esthetically acceptable facial profile in Khon Kaen province. This study showed the means of SNA, Maxillary depth, McNamara's nasion perpendicular, and UI-NA that represented the sagittal position of the maxilla. Chaiworawitkul[16] studied 70 Thai Northern adults with a natural optimal occlusion, a normal facial profile and normal soft tissue function in 2008. They reported the means of SNA and UI-NA which were significantly different from the British.

From previous studies,[13-16] the use of landmarks in maxilla related to the cranial base or the Frankfort horizontal plane have been published in many articles but the use of the upper incisor position as the landmark for determining the proper maxillary position has not been previously reported in Thailand. The purpose of this study was to determine the appropriate sagittal position of maxilla in Thai adults for orthognathic surgery.

Materials and Methods

This retrospective analytical study recruited patients who underwent orthodontic treatment at the Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Thailand from January 2010 to January 2020. Participants included Thai adults above 18 years old, skeletal Class I, skeletal normal bite, Class I canine relationship with 2-4 mm overjet and overbite, less than 2 mm of crowding, competent lips, normal function of lips and tongue, and good quality of lateral cephalometric radiograph after completing orthodontic treatment. The patients who had a history of facial trauma, a history of craniofacial deformity or systemic disease that affected growth and development and a previous history of cosmetic surgery of the face were excluded.

The selected post-treatment (after debonding) lateral cephalometric radiographs were reoriented in the natural head position (The eye was pointed directly forward focusing on a point on the wall at eye level) and traced with Dolphin Imaging Software version 11.95 (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA). All measurements were made by one investigator. The internal reliability of the method was analysed using the intraclass correlation coefficient (ICC) by comparing cephalometric measurements taken at least two weeks apart.

Six cephalometric measurements chosen to represent the maxillary position are described below: (Fig. 1).

1. SNA: the angle formed by the sella-nasion (SN) line and a line from the nasion to point A (NA line).
2. Maxillary depth: the angle formed by the Frankfort horizontal plane and the NA line.
3. McNamara's nasion perpendicular (A-Nperp): The nasion perpendicular was a vertical line drawn inferiorly from the nasion perpendicular to the Frankfort horizontal plane. The measurement taken was the linear distance from point A to the nasion perpendicular.
4. Upper central incisor position to the nasion perpendicular (UI-Nperp): The measurement taken was the linear distance from the tip of the upper incisor to the nasion perpendicular.
5. Upper incisor to N-A line (UI-NA): the angle formed between the long axis of the maxillary incisor and the N-A line.
6. Upper incisor angulation to the palatal plane (UI-PP): the angle formed between the palatal plane and the long axis of the maxillary incisor.

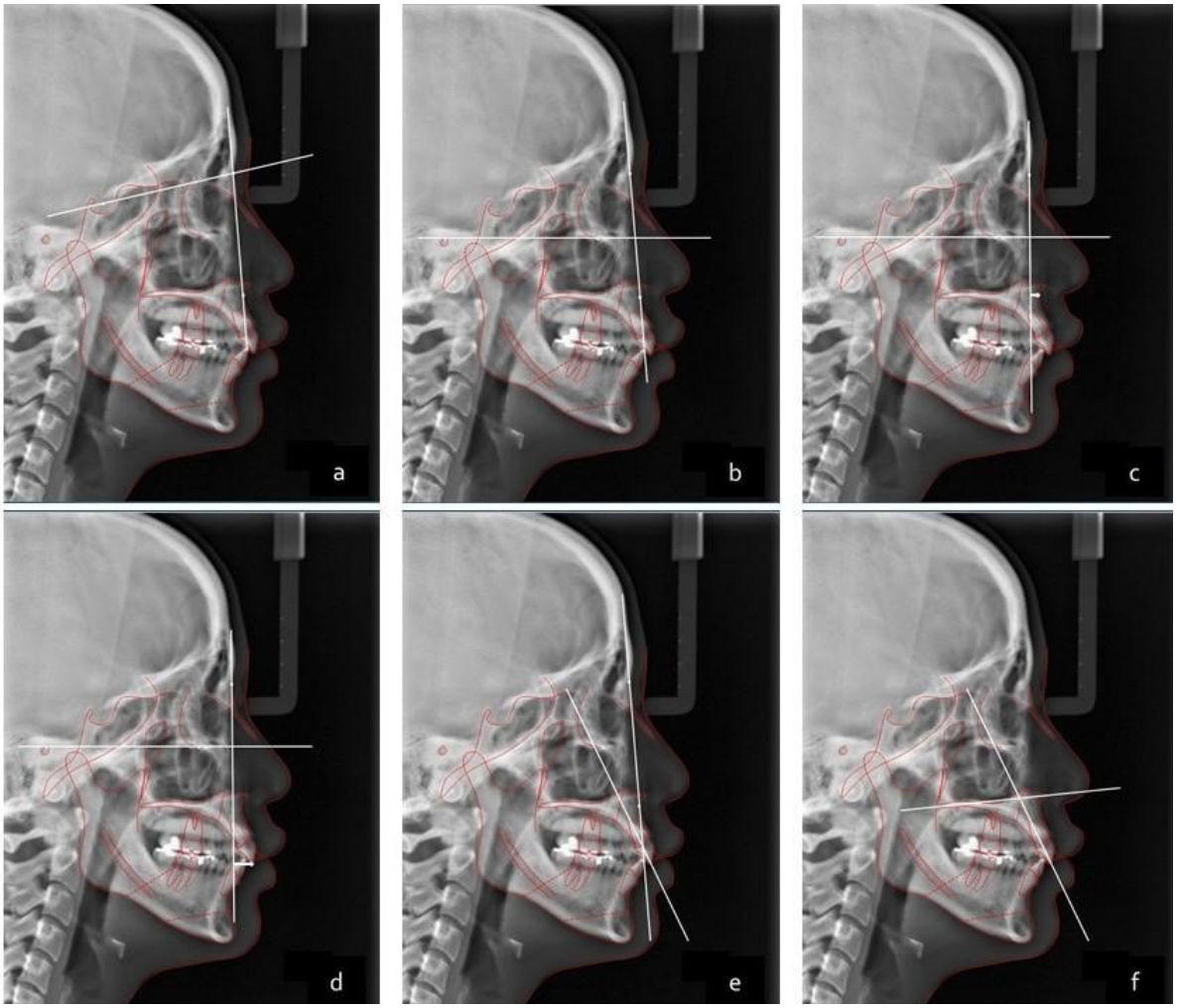


Figure 1 *Six cephalometric measurements: (a) SNA, (b) Maxillary depth, (c) McNamara's nasion perpendicular (A-Nperp), (d) Upper central incisor position to nasion perpendicular (UI-Nperp), (e) Upper incisor to N-A line (UI-NA), (f) Upper incisor angulation to palatal plane (UI-PP)*

The demographic data and data from the measurements were collected and recorded in digital format. For continuous variables, means and standard deviations were presented. The statistical analyses were performed using SPSS version 22.0 (SPSS, Inc., Chicago IL). A normal distribution was tested by the Shapiro-Wilk test. The independent *t*-tests were used to compare the data between Thai male and female groups and between extraction and non-extraction groups.

The study was approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2019-077).

Results

Seventy-five patients were recruited from the Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University. Demographic data of the participants are described in Table 1.

Linear and angular measurements were reported in millimeters (mm) and degrees (°), respectively. Results of all parameters were presented in Tables 2, 3, and 4.

Table 1 *Demographic data*

Age (y)	Average	23.79 ± 4.74
	Minimum	18.15
	Maximum	44.97
Sex	Male	27 (36 %)
	Female	48 (64 %)
Extraction or Non-extraction group	Extraction	42 (56 %)
	Non-extraction	33 (44%)

Table 2 *Cephalometric parameters values in Thai*

Parameter	Overall	
	Mean	SD
SNA (°)	84.4	2.4
Maxillary depth (°)	93.3	2.6
A-Nperp (mm)	3.2	2.6
UI-Nperp (mm)	8.2	4.0
UI-NA (°)	23.6	7.5
UI-PP (°)	114.9	7.4

Table 3 *Cephalometric parameters values in Thai males and females*

Parameter	Male	Female	*P*-value
SNA (°)	84.7 ± 2.5	84.3 ± 2.4	0.53
Maxillary depth (°)	92.7 ± 3.0	93.5 ± 2.3	0.20
A-Nperp (mm)	2.6 ± 3.0	3.3 ± 2.3	0.25
UI-Nperp (mm)	7.3 ± 4.6	8.4 ± 3.6	0.29
UI-NA (°)	25.1 ± 8.6	22.5 ± 6.6	0.15
UI-PP (°)	116.4 ± 8.2	113.7 ± 6.8	0.13

Table 4 *UI-Nperp distance in extraction and non-extraction groups*

UI-Nperp	Extraction	Non-extraction	*P-value*
Overall	8.1 ± 4.1	7.9 ± 4.0	0.89
Male	7.4 ± 4.6	7.2 ± 4.7	0.89
Female	8.4 ± 3.7	8.3 ± 3.7	0.90

Discussion

Evaluation of the sagittal maxillary position has evolved over time. One of the earliest techniques was developed by Steiner,[3] who described the use of the angle derived from connecting the cephalometric landmarks of SNA to determine the sagittal position of the maxilla compared with population norms. The SNA is subject to

variation in the length and position of the skull base, which is commonly abnormal in patients with dentofacial deformities.[17] This limitation led to the development of analyses using linear rather than angular measurements. Ricketts[4] studied the cephalometric analysis to determine the facial profile particularly Maxillary depth. This value shows the anteroposterior position of the maxilla at point A related to the cranium that does not change with age. McNamara[5] suggested using the natural head position and an external reference line (nasion-perpendicular, Nperp) to measure the sagittal maxillary position (Nperp to point A). These cephalometric analysis, however, were also unreliable in patients with dentofacial deformities and did not correlate well with facial esthetics.

Several authors have previously suggested the incisor position in relation to the facial profile as a driver for facial harmony. Schlosser *et al*[18] demonstrated a direct relationship between the maxillary incisor and the upper lip positions and facial esthetics in a survey study using digitally altered photographs. Adams *et al*[19] found that the maxillary incisors were positioned between the ''forehead facial axis'' (defined similarly to the FA point of the analysis described by Andrews), and the glabella in 91 % of the adult white males sampled. Webb *et al*[20] also reported that a maxillary incisor position between the forehead midpoint and the glabella was associated with an esthetically pleasing profile. McNamara analysis[5] determined the anteroposterior position of the upper incisor relative to point A. This measurement should be 4 to 6 mm. Wolford[2] proposed that a short vertical line drawn 4 mm anterior to the nasion perpendicular was used as the desired antero-posterior position of the maxillary incisor. These studies were mainly based on a Caucasian population. However, the cephalometric standards used for one ethnic group might not be applicable for other ethnic groups.

Cephalometric Thai norms were reported in many articles but the use of UI-Nperp have not been previously reported in Thailand. The results of this study showed that the UI-Nperp were 7.3 ± 4.6 mm for males and 8.4 ± 3.6 mm for females. According to Chaiworawitkul *et al,*[16] the nasion in a Thai male was located more anterior than in a female. Therefore, the more forward position of the nasion could influence the UI-Nperp distance to be lower in males.

Factors related to the UI-Nperp distance were the sagittal maxillary position, the upper incisor axis and the extraction plan of orthodontic treatment. The sagittal maxillary position in the study was represented by the values of SNA, Maxillary depth and A-Nperp. The parameters of the present study were consistent with previous Thai research.[13-16] (Table 5)

Table 5 *Comparison of the lateral cephalometric values for Thai*

Parameter		SNA (mm)	Maxillary Depth (°)	A-Nperp (mm)
The present study	Male	84.7 ± 2.5	92.7 ± 3.0	2.6 ± 3.0
	Female	84.3 ± 2.4	93.5 ± 2.3	3.3 ± 2.3
Suchato *et al*[13]	Male	84.5 ± 3.7		
	Female	83.9 ± 3.4		
Sorathesn[14]	Male	83.0± 11.2		
	Female	85.0 ± 3.7		
Ruksujarit *et al*[15]	Male	82.4 ± 3.0	90.1 ± 2.7	0.1 ± 2.9
	Female	84.9 ± 3.0	91.8 ± 2.8	1.9 ± 2.9
Chaiworawitkul *et al*[16]	Male	83.8 ± 3.3		
	Female	83.5 ± 3.5		

A change in the upper incisor inclination may also affect the distance from the tip of the incisor to the nasion perpendicular. The results of the UI-NA and UI-PP in our study were also consistent with those in previous Thai cephalometric values.[13,15,16] These findings supported the reliability of using the UI-Nperp to represent the appropriate sagittal maxillary position in the Thai population.

According to the extraction guideline of Profitt *et al,*[21] the upper incisors may move approximately 3 mm backwards when orthodontic treatment with extraction is planned. Therefore, it can be hypothesized that the extraction treatment plan may affect the distance from the upper incisor to the nasion perpendicular. However, the present study revealed that the difference between the extraction and the non-extraction groups was not significant. The reason for this insignificant difference might be that the extraction group had more protruded upper incisors initially and they were moved back during retraction or had severe arch-length discrepancy before treatment. Moreover, there were also many factors affecting the orthodontic tooth movement during the orthodontic phase.

Interestingly, the results of our study were similar to Sutthiprapaporn *et al* [22] (Table 6) that reported the esthetic lateral cephalometric values of Thai adults after orthodontic treatment. Therefore, it may be implied that the participants in the present study had acceptable skeletal cephalometric values that could lead to an esthetic facial profile.

Table 6 *Comparison of the lateral cephalometric values between the study and Sutthiprapaporn et al* [22]

Parameter	The present study		Sutthiprapaporn *et al* [22]	
	Male	Female	Male	Female
SNA (°)	84.7 ± 2.5	84.3 ± 2.4	84.6 ± 3.8	84.6 ± 3.3
Maxillary Depth (°)	92.7 ± 3.0	93.5 ± 2.3	91.9 ± 3.1	91.3 ± 3.1
A-Nperp (mm)	2.6 ± 3.0	3.3 ± 2.3	2.1 ± 3.4	1.2 ± 3.0
UI-NA (°)	25.1 ± 8.6	22.5 ± 6.6	21.6 ± 6.8	21.3 ± 7.7
UI-PP (°)	116.4± 8.2	113.7 ± 6.8	114.2 ± 7.1	113.6 ± 7.6

There were some limitations of the present study. Firstly, our study established the cephalometric values from skeletal Class I patients which might not be appropriate to use as a guideline for orthognathic surgical planning in patients with large dentofacial deformities such as clefts. Secondly, cephalometric parameters from our study were analysed from participants with normal occlusion and normal skeletons that did not indicate a pleasing or attractive profile. Thirdly, the variability of the A-Nperp and UI-Nperp values were dependent on the Frankfort horizontal plane angulation. However, the Frankfort horizontal plane required the localization of the anatomic porion and orbitale in which it was sometimes difficult to find the precise location. Therefore, precise landmark identification needs proper training and practice. Another limitation was that the nasion perpendicular is usually, but not always, a reliable line for the orientation of the maxillary position. One exception is the Class III malocclusion in which a short anterior cranial base exists.[23,24] Therefore, construction of an erroneous nasion perpendicular causes an appearance in that the maxilla is excessively anteriorly positioned.

Conclusion

The UI-Nperp could be a useful goal for determining the sagittal maxillary position when performing Le Fort I osteotomies. However, it must be considered together with clinical examinations to achieve an ideal outcome. Future studies should compare the analysis of skeletal Class II and Class III malocclusions in Thai adults.

Funding resource: This research received no specific grant from any funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

References

1. Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery: 3-Volume Set. Elsevier Health Sciences; 2017.

2. Wolford LM, Dugan DJ, Hilliard FW. Surgical treatment objective. A systematic approach to the prediction tracing: CV Mosby; 1985.

3. Steiner CC. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment: Report of a case. ***Am J Orthod*** 1960;46(10): 721-35.

4. Ricketts RM. Cephalometric analysis and synthesis. ***Angle Orthod*** 1961;31(3):141-56.

5. McNamara JA Jr. A method of cephalometric evaluation. ***Am J Orthod*** 1984;86(6):449-469.

6. Kowalski CJ, Nasjleti CE, Walker GF. Differential diagnosis of adult male black and white populations. ***Angle Orthod*** 1974;44(4):346-350.

7. Richardson ER. Racial differences in dimensional traits of the human face. ***Angle Orthod*** 1980;50(4):301-311.

8. Gonzalez M B, Caruso J M, Sugiyama R M, Schlenker W L. Establishing cephalometric norms for a Mexican population using Ricketts, Steiner, Tweed and Arnett analyses. ***APOS-Trends Orthod*** 2013;3(6):171-177

9. Miura F, Inoue N, Suzuki K. Cephalometric standards for Japanese according to the Steiner analysis. ***Am J Orthod*** 1965;51:288-295.

10. Wu J, Hägg U, Rabie AB. Chinese norms of McNamara's cephalometric analysis. ***Angle Orthod*** 2007;77(1):12-20.

11. Gu Y, McNamara JA Jr, Sigler LM, Baccetti T. Comparison of craniofacial characteristics of typical Chinese and Caucasian young adults. ***Eur J Orthod*** 2011;33(2):205-11.

12. Atit M B, Deshmukh S V, Rahalkar J, Subramanian V, Naik C, Darda M. Mean values of Steiner, Tweed, Ricketts and McNamara analysis in Maratha ethnic population: A cephalometric study. ***APOS-Trends Orthod*** 2013;3(5):137-151

13. Suchato W, Chaiwat J. Cephalometric evaluation of the dentofacial complex of Thai adults. ***J Dent Assoc Thai*** 1984;34(5):233-243.

14. Sorathesn K. Craniofacial norm for Thai in combined orthodontic surgical procedure. ***J Dent Assoc Thai*** 1988;38(5):190-201.

15. Ruksujarit T, Ratanayatikul C, Godfrey K, Deesamur S. Lateral cephalometric norms for 12-14-year Thai girls and boys in Khon Kaen who have acceptable facial profiles. ***KKU Research Journal*** 2004;4:44-55.

16. Chaiworawitkul M. Cephalometric norms of Northern Thais. ***J Thai Assoc Orthod*** 2008;7:1-7.

17. Patel F. Book review: Handbook of orthognathic treatment: a team approach. ***Br Dent J*** 2014;216(12):661-.

18. Schlosser JB, Preston CB, Lampasso J. The effects of computer-aided anteroposterior maxillary incisor movement on ratings of facial attractiveness. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2005;127(1):17-24.

19. Adams M, Andrews W, Tremont T, Martin C, Razmus T, Gunel E, *et al.* Anteroposterior relationship of the maxillary central incisors to the forehead in adult white males. ***Orthodontics (Chic)*** 2013;14(1): e2-9.

20. Webb MA, Cordray FE, Rossouw PE. Upper-Incisor Position as a Determinant of the Ideal Soft-Tissue Profile. ***J Clin Orthod*** 2016; 50(11):651-62.

21. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity: Mosby St. Louis; 2003.

22. Sutthiprapaporn P, Manosudprasit A, Pisek A, Manosudprasit M, Pisek P, Phaoseree N, *et al.* Establishing esthetic lateral cephalometric values for Thai adults after orthodontic treatment. ***Khon Kaen Univ Dent J*** 2020;23(2):31-40.

23. Chang HP, Chou TM, Hsieh SH, Tseng YC. Cranial-Base Morphology in Children with Class III Malocclusion. ***Kaohsiung J Med Sci*** 2005; 21(4):159-65.

24. Proff P, Will F, Bokan I, Fanghänel J, Gedrange T. Cranial base features in skeletal Class III patients. ***Angle Orthod*** 2008; 78(3):433-9.

Original Article

Staining of Various Lipsticks on Maxillary Anterior Ceramic Veneers

Ratirat Chotipanvidhayakul[1], Chalermpol Leevailoj[1], Jeerapa Sripetchdanond[1], Sirivimol Srisawasdi[2]

[1]Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

This clinical study aimed to determine the differences in lipstick stains between ceramic veneers and natural teeth. Types of lipsticks affecting lipstick stains on ceramic veneers and natural teeth were also investigated. A total of 30 patients were divided into two groups: ceramic-veneer group and natural-teeth group, with 15 patients in each group. Seven lipstick types: Gloss & Balm, Gloss & Sheer, Cream, Liquid matte, Matte & Frost, Satin, and Matte were applied on patients' lips. There were two methods to evaluate lipstick stain in this study: (a) visual method, and (b) instrumental method. Six labial surfaces of the maxillary anterior teeth were evaluated for the frequency of lipstick staining with each type of lipstick. Thus, 90 maxillary anterior teeth were examined per group. Data were analyzed using one-way repeated measures ANOVA (α = 0.05). One-way repeated measures ANOVA revealed that types of lipsticks had a statistically significant effect on lipstick stains ($P < 0.001$). Gloss & Balm lipstick left the highest frequency of lipstick staining in both groups. Matte lipstick had the lowest frequency of lipstick staining. However, there was no statistically significant difference between the two substrate groups concerning the lipstick staining ($P = 0.083$). In conclusion, based on our findings, types of lipsticks affected lipstick stains in both groups. Regarding substrates, there was no statistically significant difference between the two groups.

Keywords: Ceramic veneers, Lipstick stain, Lipstick transfer, Natural teeth

Received Date: Jun 4, 2021 **Revised Date:** Jun 17, 2021 **Accepted Date:** Jul 1, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.12

Correspondence to:
Ratirat Chotipanvidhayakul, Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Patumwan, Bangkok, 10300 Thailand. Tel: 087-006-6423 E-mail: chotipanvidhayakul.r@gmail.com

Abstract

Nowadays, people put in much effort to look their best, since physical appearance plays an important role in an individual's self-esteem.[1] The desire to be attractive is a key factor in growing demands for esthetic services, especially in cases of reconstructing the esthetic zone. One of the most common chief complaints of patients seeking dental treatments is their esthetics of anterior teeth.Patients usually visit the dental office due to having unsatisfied smiles and the desire to improve their appearances. Since ceramic veneers have been proven to provide satisfactory long-term esthetic results, they have been used as a solution to achieve patient esthetic demands. Apart from their lower failure rate than direct restorations, they allow mimicking of natural tooth appearance, resulting in satisfactory esthetics.[2,3]

Over the centuries, cosmetic products have been used to enhance a person's appearance. Lipstick is considered an essential addition in making people feel presentable, comfortable, and more confident. Women perceive lipstick as an important component in their daily makeup routine. Lipstick has gained popularity as the trend of using lipstick seems to be increasing. It plays a significant role in financial market. The key drivers in the growth of the market include rising awareness for personal grooming and appearance among young female consumers, increasing urbanization, and changing lifestyles. There are several categories of lipsticks available in the market including matte, sheer, satin, powder lipstick, and others. The trend of using lip powder, especially in matte lipstick is gaining popularity among the women population. A variety of lipstick shades are available such as red, nude, brown, purple, maroon, pink, and others. The red color category is the most popular color of lipstick estimated to hold the highest revenue share in 2018. The consumer group aged between 20-40 holds the largest lipstick market share. It is due to changes in their lifestyle and rising appearance consciousness.[4,5]

Under a period of observation, it was found that lipsticks tended to stain on ceramic veneers. However, natural teeth have also been found to have lipstick staining. A survey in 1996 by Shiseido showed that 87 % of the American women admitted to leave traces of lipstick in unwanted areas.[6] Some ingredients in the lipstick may spread to the teeth. Nevertheless, it has still been unknown whether the types of lipsticks would affect staining on ceramic veneers. There were only the studies of Abidi *et al.* and Galvão *et al.* which showed that lipstick with an ultra-fixer stained resin composite more heavily than lipstick with a common fixer.[7,8]

The aims of this present study were to compare the differences of lipstick stains on ceramic veneers and on natural teeth, and to investigate whether types of lipsticks affect lipstick stains on ceramic veneers and on natural teeth. The null hypotheses tested were: (a) the frequency of lipstick staining among seven types of lipsticks on maxillary anterior ceramic veneers would not differ from that of the natural teeth, and (b) there was no difference in the frequency of lipstick staining among seven types of lipsticks on the maxillary anterior ceramic veneers and the natural teeth.

Materials and methods

This study was conducted with approval of the ethical committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Thailand (approval number: HREC-DCU 2019-022). There were no previous studies, therefore, a pilot study was conducted in two patients (one patient was a test group and the other a control group). The total sample size was 30, calculated from the pilot study by using G-Power.

A total of 30 participants were enrolled in this study. The selection criteria for the study population were healthy subjects aged older than 18 years old. The subjects were equally divided into two groups: the ceramic-veneer group (CV group) and the natural-teeth group (NT group) with 15 participants in each group. The CV group (n = 15) included patients with at least six maxillary anterior ceramic veneers fabricated using IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) without any chipping, fracture, or dislodgement at the Esthetics Restorative and Implant Dentistry Clinic, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University. The NT group (n = 15) consisted of patients with well-aligned intact maxillary anterior teeth without labial fillings or any macroscopic defects such as abrasion or abfraction. The patients must present normal occlusion, normal anterior teeth alignment with normal angulation of upper incisor from Steiner's cephalometric norms for Thai population U1-NA = 22°±5.94°.[9] The exclusion criteria was a history of cleft lip and cleft palate, lip injection, lip surgery, lip pathology or active skin lesions, history of allergy to lip products, and conditions of dry or chapped lip. Informed consents had been signed before the data were recorded by single investigator.

Lipstick samples

In today's market, several types of lipsticks serving different functions and suiting different lip shapes can

be generally classified into seven categories based on their basic characteristics[10,11]: (1) Gloss & Balm, (2) Gloss & Sheer, (3) Cream, (4) Liquid matte, (5) Matte & Frost, (6) Satin, and (7) Matte. In this study, lipstick samples from a single brand (Chanel, France), representing different types of lipsticks with the characteristics mentioned were collected and employed. Starting with the Gloss & Balm, this type of lipstick, being as shiny as a gloss and as comfortable as a balm, provided shiny and watery look that could enhance lip dimension.[10] As for the Gloss & Sheer type, being enriched with moisturizing oils, lipsticks under this category made the best option for dry and chapped lips by providing a little spark on them.[11] The Cream type of lipsticks, on the other hand, was easy to glide onto the lips, providing a smooth and long-lasting finish with the help of an abundance of oils and butter.[10] Liquid matte lipstick was a combination of the benefit of a balm and the coverage and color payoff of a matte lipstick.[10] Matte & Frost lipstick featured concentrated and ultra-thin pigments that delivered full coverage and magnified shade intensity.[10,11] Moreover, frost lipstick reflected light and made exceptionally glossy impact on lips. Satin lipstick provided full-coverage color and satiny shine in a smooth and comfortable texture.[11] Matte lipsticks gave pure color with a smooth and even texture.[10] It was contrary to sheer or gloss lipsticks which were all about a lustrous look. High color in matte lipsticks was brilliant at covering up pigmented and inconsistent lips.[10,11] The red shades were selected because lipstick stains could be easily detected, and they were the most popular shades.[4,5] Seven lipstick types were applied to all subjects. Types and compositions of seven lipsticks are described in Table 1. Lipsticks were kept at room temperature and out of direct sunlight in a cool and dry place to avoid heat exposure that may decompose and break down them over time.

Patient preparation

The patients were not allowed to use any cosmetic products on the lips at least 10 hours beforehand. First, dental plaque and biofilm were removed from their maxillary anterior teeth by using a rubber cup with fine-grit polishing paste. They subsequently rinsed their mouths with water and sipped 30 ml water to moisturize their mouths. Next, their lips were dabbed gently with napkins to remove residue of water from these areas. Lastly, they were instructed to do pronunciation exercises of example sentences which represented bilabial (/m/), and labio-dental (/f/, /v/) sounds.

Lipstick stain evaluation criteria

There were two methods to evaluate lipstick stain in this study:

(a) Visual method

One evaluator evaluated the lipstick staining by using three extra-oral photographs of a posed smile. Lipstick staining was recorded on each labial surface of the maxillary anterior teeth. Thus, a total of 90 maxillary anterior teeth were analyzed per group. Each maxillary anterior tooth was given a score of 0 or 1 where 0 was rated for the absence of a lipstick stain, and 1 for the presence of a lipstick stain. The final score for each patient was the sum of the scores of each individual maxillary anterior tooth and could range from 0 to 6.

(b) Instrumental method

The spectrophotometer was used for color measurement to collect quantitative data by using the CIE L*a*b* (Commission International l´Eclairage) system. The color differences of the maxillary anterior teeth between before and after lipstick application was calculated by the total color variation delta E (ΔE) according to the following[12]:

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$$

When the L* parameter represents lightness, and a*, and b* represent green-red and blue-yellow color components. A value of ΔE* of 3.3 is considered as clinically noticeable.[13]

Vacuum-formed tray fabrication

To fabricate an individual positioning device for spectrophotometer, thirty conventional impressions of the entire maxillary arch were made by alginate material (Jeltrate®; Dentsply Caulk). Study casts were fabricated

from type III stone (Comet 3; Lafarge Prestia Co. Ltd.). Clear soft acrylic stents (Sof-Tray®; Ultradent, inc.) for each patient were made from the study casts. Then, the labial tray surfaces of maxillary anterior teeth were cut at the size of half the diameter of VITA Easyshade compact's tip to standardize a procedure for shade recording. The other areas of the tray were fully scalloped to avoid any tissue contact, as shown in figure 1.

Figure 1 *Vacuum-formed tray*

Lipstick application and lipstick stain measurement methods

Extra-oral digital photographs in both frontal and lateral views (Nikon D750 and Nikon AF-S VR Micro-Nikkor 105mm f/2.8G) were taken in the studio at both rest and posed smile positions at baseline. The vacuum-formed trays were placed carefully on the maxillary arch. A digital spectrophotometer (VITA Easyshade Compact, DEASYCS220, Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG) was used to measure L*, a*, and b* values as baseline data. Calibration was done according to manufacturer instruction before each measurement. The tip of the VITA Easyshade compact with its 6-mm diameter was positioned perpendicular to the tooth surface and on the vacuum-formed tray to measure at the middle third of each maxillary anterior tooth (Fig. 2). Six labial surfaces of maxillary anterior teeth L*, a*, and b* values were measured. Each value representation was collected from the mean of three measured values. After removing the tray, one layer of each lipstick type was applied thoroughly on lips by a disposable brush applicator in a clockwise direction starting from upper lip to lower lip within the vermillion area, and from right to left side of the patient in a rest position by one operator. The applied lipstick was picked randomly and used only once on a particular subject. A total of seven types of lipsticks were applied on the lips. Before applying the next lipstick, makeup remover and cotton pellets were used to clean the lips thoroughly to prevent staining effect from previously applied lipstick. Between each lipstick application, remnants of the previously applied lipsticks on maxillary anterior teeth were removed from the substrate's surface with fine-grit polishing paste. Then, the patients were instructed to rinse their mouths. They were required to rest for 30 seconds, and were not allowed to speak or move their lips while waiting. If they had any questions, they could ask the evaluator by writing or typing. Then, the patients pronounced /m/ sound phrase (Mali Mong Maeo Miao Kin Mamuang Man) 10 syllables in 3 seconds, /f/, /v/ phrase (Fueangfa Fumfai Phro Fao Fong Faep Fufong) 10 syllables in 3 seconds, and compressed their lips for 3 seconds. Three extra-oral photographs were taken, and the VITA Easyshade compact was used in the same manner as described previously to measure L*, a*, and b* values after lipstick application (Fig. 2).

Figure 2 *Lipstick stain evaluation by VITA Easyshade compact*

All data were analyzed using the SPSS 22.0 program (SPSS® Inc, Chicago, IL, USA). One-way repeated-measures ANOVA was performed to evaluate the association between and within subjects. Values of $P \leq 0.05$ were accepted as statistically significant.

Table 1 *Materials used in this study*

Sample	Types of lipsticks	Brand	Lip editions	Color shades	Lot number	Composition
1	Gloss&Balm	Chanel	Rouge Coco Stylo	222 Fiction	02-0660	Polybutene, Octyldodecanol, Hydrogenated Coconut Oil, Diisostearyl Malate, Jojoba Esters, Dipentaerylthrityl Tetrahydroxystearate/Tetraisostearate, Stearyl Heptanoate, Synthetic Wax, Cera Alba (Bees Wax),Phytosteryl/Octyldodecyl Lauroyl Glutamate, Polyethylene, Stearyl Caprylate, Ethylene/Propylene Copolymer, Synthetic Fluorphlogopite, Disteardimonium Hectorite, Tocopheryl Acetate, Ethyhexyl Palmitate, Propylene Carbonate, Pyrus Malus (Apple) Seed Oil, Parfum (Fragrance), Serica (Silk Powder), C20-24 Alkyl Dimethicone, Tribehenin, Pentaerythrityl Tetra-Di-T-Butyl Hydroxyhydrocinnamate, Polyglycerin-3, Sorbitan Isostearate, Acacia Decurrens Flower Wax, Helianthus Annuus (Hellianthus Annuus (Sunflower) Seed Wax), Alumina, Tocopherol, Palmitoyl Tripeptide-1, Silica, [+/- (May contain) CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), Ci 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75470 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI 77499 (Iron Oxides), CI 77742 (Manganese Violet), CI 77891 (Titanium Dioxide), Mica]
2	Gloss&Sheer	Chanel	Rouge Coco Shine	138 Poppy orange	02-0560	Bis-Behenyl/Isostearyl/Phytosteryl dimer dilinoleyl dimer delinoleate, Phytosteryl /Octyldodecyl lauroyl glutamate, Diisostearyl malate, Pentaerythrityl Tetraethyl-hexanoate, Caphylic/Carpric triglyceride, Squalane, Isotridecyl isononanoate, Synthetic wax, Ethylene/Proprylene Copolymer, Meadowfoam delta-lactone, Sorbitan Isosterate, Lauryl PCA, Synthetic fluorphilogopite, Tocopheryl acetate, Parfum (Fragrance), Alumina, PEG-8, Tocopherol, Ascobyl palmitate, Silica, Ascorbic acid, Citric acid, [+/-(May contain) CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), CI 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75740 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI77499 (Iron oxides), IC 77742 (Manganese violet), CI 77891 (Titanium dioxide), Mica]

Table 1 *Materials used in this study (cont.)*

Sample	Types of lipsticks	Brand	Lip editions	Color shades	Lot number	Composition
3	Cream	Chanel	Rouge Coco	462 Romy	01-0460	Diisostearyl malate, Hydrogenated polydecene, C20-24 alkly dimethicone, Synthetic wax, Octyldodecanolm VP/hexadecane copolymer, Bis-Behenyl/Isostearyl/Photosteryl dimer dilinoleyl dimer dilinoleate, polybutene, Jojoba esters, Ethylene/Propylene copolymer, Polymethylsilsesquioxane, Polyglycerin-3, Disteardimonium hectorite, Synthetic fluor-phlogopite, Tocopheryl acetate, PEG-30 Dipolyhydroxystearate, propylene carbonate, Acacia decurrens flower wax, Helianthus annuus cera seed (Helianthus annuus(sunflower) seed wax), Alumina, PEG-8, Parfum (Fragrance), Tocopherol, Silica, Ascorbyl palmitate, Ascorbic acid, Critric acid, [+/-(May contain) CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), CI 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090(Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75470 (Carmine), CI 77163 (Bismuth oxychloride), CI 77491,CI 77492, CI 77499 (Iron oxides), CI 77742 (Manganese violet), CI 77891 (Titanium dioxide), Mica]
4	Liquid Matte	Chanel	Rouge Allure Ink	152 Choquant	01-0260	Hydrogenated Polyisobutene, Dimethicone, Disostearyl Malate, Polyethylene, Synthetic Fluorphlogopite, Ethylene/propylene Copolymer, Hydrogenated Polydecene, Simmondsia Chinensis (Jojoba) Seed Oil, Dimethicone Crosspolymer, Isohexadecane, Jojoba Esters, Disteardimonium Hectorite, Tocopheryl Acetate, Phenoxy, Ethanol, Propylene Carbonate, PEG-8, Prunus Amygdalus Dulcis (Sweet Almond) Oil, Hydrogenated Vegetable Oil, Talc, Tocopherol, Potassium Alum, Parfum(fragrance), Camellia Sinensis Leaf Powder, Ascorbyl Palmitate, Kaolin, Caesalpinia Sappan Bark Extract, Ascorbic acid, Citric acid, [+/- (May contain CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), Ci 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75470 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI 77499 (Iron Oxides), CI 77742 (Manganese Violet), CI 77891 (Titanium Dioxide), Mica]
5	Matte&Frost	Chanel	Rouge Allure	99 Pirate	01-0760	Pentaerythrityl adipate/Caprate Caprylate/Heptandate, Hydrogenated Polyisobutene, Octyldodecanol, Octyldodecyl Neopentanoate, Synthetic Wax, Polyglyceryl-10 Nona-isostearate, Polyglyceryl-2- Triisostearate, Hydrogenated Coconut Oil, Ethylene/Propylene Copolymer, Disteardimonium Hectorite, Tocopheryl Acetate, Propylene Carbonate,

Table 1 *Materials used in this study (cont.)*

Sample	Types of lipsticks	Brand	Lip editions	Color shades	Lot number	Composition
						Hydrogenated Castor Oil, Parfum (Fragrance), Alumina, Prunus Amygdalus Dulcis (Sweet Almond)Oil ,Hydrogenated Vegetable Oil, PEG-8, Silica, Talc, Potassium Alum, Tocopherol, Camellia Sinensis Leaf Powder, Kaolin, Ascorbyl Palmitate, Caesalpinia Sappan Bark Extract, Ascorbic Acid, Citric Acid, [+/- (May contain CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), Ci 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75470 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI 77499 (Iron Oxides), CI 77742 (Manganese Violet), CI 77891 (Titanium Dioxide), Mica]
6	Satin	Chanel	Le Rouge Cray-on De Couleur	N°5 Rouge	02-0360	Trimethylsiloxyphenyl Dimethicone, Isononyl Isnonanoate, Isohexadecane, Polyethylene, Hydrogenated Polyisobutene, Dipentaerythrityl Hexahydroxystearate, Octyldodecanol, VP/Hexadecane Copolymer, Hydrogenated Styrene/ Methyl Styrene/ Indene Copolymer, Disteardimonium Hectorite, Propylene Carbonate, Pentaerythrityl Tetra-Di-T-Butyl Hydroxy-hydrocinnamate, Tocopherol, BHT, [+/-(May contain) CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), CI 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 75740 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI77499 (Iron oxides), IC 77742 (Manganese violet), CI 77891 (Titanium dioxide), Mica]
7	Matte	Chanel	Rouge Allure Velvet	56 Rouge Chanel	02-0860	Dicaprylyl carbonate, Isononyl Isononanoate, Diisostearyl Malate, Synthetic wax, Polymethylsilsesquioxane, Jojoba Esters, Hydrogenated Castor Oil, Ethylene/Propylene Copolymer, Ethyhexyl Palmitate, Aluminum Starch Octenylsuccinate, Butyrospermum ParkII (shea) Butter, Stearalkonium Hectorite, Tribehenin, Tocopheryl Acetate, Propylene Carbonate,Sorbitan Isostearate, Parfum (fragrance), Dimethicone, Tocopherol, Palmitoyl Tripeptide-1,BHT, Citric acid, [+/- (May contain CI 12085 (Red 36), CI 15850 (Red 6), Ci 15850 (Red 7 Lake), CI 15985 (Yellow 6 Lake), CI 17200 (Red 33 Lake), CI 19140 (Yellow 5 Lake), CI 42090 (Blue 1 Lake), CI 45380 (Red 22 Lake), CI 45410 (Red 28 Lake), CI 73360 (Red 30 Lake), CI 7547f0 (Carmine), CI 77163 (Bismuth Oxychloride), CI 77491, CI 77492, CI 77499 (Iron Oxides), CI 77742 (Manganese Violet), CI 77891 (Titanium Dioxide), Mica]

Results

The data were collected from 30 participants: 28 females and two males, between the ages of 23 and 69, with an average age of (± standard deviation) 33±9.4 years old. The ceramic-veneer group was categorized as the patients receiving maxillary anterior ceramic veneers during the period of 2015 to 2020 with an average 3.5 years in function at the Esthetic Restorative and Implant Dentistry Clinic, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University. The study, by visual method, found that Gloss & Balm lipstick showed the highest frequency of lipstick staining in both the ceramic-veneer and the natural-teeth groups, with an average of 2.87 and 2.53 teeth per person, respectively, whereas Matte lipstick had the lowest frequency of lipstick staining at an average of 0.87 and 0.53 teeth per person, respectively (Table 2).

Table 2 *Mean number of frequency of lipstick staining (teeth per person) in ceramic-veneer group (n = 15) and natural-teeth group (n = 15)*

Sample	Types of lipsticks	Lip editions	CV group Mean (teeth per person)	NT group Mean (teeth per person)
1	Gloss & Balm	Chanel Rouge Coco Stylo	2.87	2.53
2	Gloss & Sheer	Chanel Rouge Coco Shine	1.80	1.27
3	Cream	Chanel Rouge Coco	1.60	1.07
4	Liquid Matte	Chanel Rouge Allure Ink	2.33	0.93
5	Matte & Frost	Chanel Rouge Allure	1.73	1.40
6	Satin	Chanel Le Rouge Crayon De Couleur	2.07	1.00
7	Matte	Chanel Rouge Allure Velvet	0.87	0.53

The results, as shown in table 3, showed that types of lipsticks had a statistically significant effect on lipstick stains ($P < 0.001$) when a one-way repeated measures ANOVA was performed. However, lipstick staining on the teeth of both groups was not different in terms of statistical significance. ($P = 0.083$)

Table 3 *Repeated Measure ANOVA (Within-Between subjects)*

Within subjects	SS	Df	MS	F	sig
Types of lipsticks	64.142	6	10.694	5.421	0.000**
Types of lipsticks X Substrates	16.124	6	2.687	1.362	0.233
Error (Substrates)	33.429	168	1.973		
Between subjects	SS	Df	MS	F	sig
Substrates	36.043	1	36.043	3.222	0.083
error	313.238	28	11.187		

*** P < 0.001, SS = Sum of Square, MS = Mean Square*

During clinical observation of lipstick stains, locations of lipstick stains on maxillary anterior teeth of both groups: ceramic-veneer group and natural-teeth group randomly appeared in all anterior teeth: maxillary canines, maxillary central incisor, and maxillary lateral incisor. Kruskal-Wallis test was conducted to examine the differences on location of lipstick stains. No significant difference (Chi square = 1.00, $P = 0.317$, df = 1) was observed among all maxillary anterior teeth. Middle third was the most common area which showed lipstick stains in both groups followed by cervical third and incisal third, respectively (Table 4).

Table 4 *Distributions of lipstick staining*

	Locations			
Substrate	Cervical third	Middle third	Incisal third	Total areas of lipstick staining
CV group	107	168	92	367
%	29.2	45.8	25	
NT group	64	104	63	231
%	27.7	45	27.3	

Figure 3 *Example patterns of lipstick stains seen on ceramic-veneer group (A-C) and on natural-teeth group (D-F)*

Concerning the results from spectrophotometer, delta E (ΔE) values revealed color differences before and after lipstick application. Although a value of delta E which was greater than 3.3 indicated perceptual color difference, there were incidences that delta E values were greater than 3.3, but lipstick stain could not be detected with naked eye. These phenomena were found together with the decreasing of L* values. They were recorded in three teeth from the CV group and two teeth from the NT group on a variety of lipstick types (Table 5,6).

Table 5 *Example table of delta E values (ΔE) and frequency of lipstick staining of Liquid matte lipstick of ceramic-veneer group*

Teeth	Patient No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
13	ΔE	5.16	4.68	2.44	1.53	1.14	1.06	1.24	5.06	4.64	2.36	3.41	2.38	2.53	1.33	2.22
	Frequency of lipstick staining	1	1	0	1	0	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0
12	ΔE	3.32	0.12	4.64	1.89	2.89	0.73	1.35	3.16	2.91	2.33	4.83	2.83	2.08	1.68	1.49
	Frequency of lipstick staining	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0
11	ΔE	2.53	0.32	11.20	1.67	2.33	1.65	1.19	4.23	1.80	1.85	3.22	3.39	0.59	1.54	2.34
	Frequency of lipstick staining	0	0	1	1	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0
21	ΔE	5.95	1.03	5.47	1.08	1.04	2.45	2.98	5.03	0.78	2.74	2.14	4.36	0.85	2.34	1.80
	Frequency of lipstick staining	1	0	1	1	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0
22	ΔE	5.88	1.20	3.32	2.06	3.33	1.80	1.25	8.39	0.99	1.99	2.02	1.64	2.60	2.53	1.20
	Frequency of lipstick staining	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
23	ΔE	4.84	5.20	2.69	2.53	2.51	1.20	4.78	6.19	0.79	2.32	4.48	1.82	2.28	1.37	0.57
	Frequency of lipstick staining	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	1	0	1	0	0

Table 6 *Example table of delta E values (ΔE) and frequency of lipstick staining of Matte & Frost lipstick of natural-teeth group*

Teeth	Patient No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
13	ΔE	2.64	2.58	1.84	2.42	0.88	3.86	2.16	6.04	11.59	2.00	1.82	2.66	1.03	2.08	1.75
	Frequency of lipstick staining	0	0	0	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0
12	ΔE	2.15	1.06	1.84	0.45	0.6	4.55	2.85	4.47	6.75	2.47	2.22	1.22	1.79	1.55	1.82
	Frequency of lipstick staining	1	0	0	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0
11	ΔE	2.67	1.47	4.92	1.55	1.37	2.37	2.94	2.06	2.62	1.04	1.62	1.65	1.43	0.63	0.79
	Frequency of lipstick staining	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
21	ΔE	1.19	2.29	7.53	1.42	3.82	2.56	1.58	3.32	0.99	2.18	1.13	2.26	0.99	1.19	2.91
	Frequency of lipstick staining	0	0	1	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0
22	ΔE	2.72	2.42	2.43	0.55	2.49	3.02	1.34	3.93	1.23	0.89	2.23	2.35	0.29	0.45	1.70
	Frequency of lipstick staining	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
23	ΔE	0.71	1.95	2.68	2.24	4.15	3.31	1.84	6.08	0.95	2.53	2.60	0.75	0.83	0.38	1.84
	Frequency of lipstick staining	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0

Table 5 shows example of discrepancy between delta E values and frequency of lipstick staining in the ceramic-veneer group. It revealed delta E value of 3.33 on maxillary left lateral incisor (22) of patient no.5. However, lipstick staining could not be seen with the naked eye (Fig. 4). Apart from this, it was found that more than 50 % of lipstick stains did appear on the cervical third and the incisal third in both groups, yet the spectrophotometer could only detect the stains on the middle third area (Table 4).

Discussion

Based on our findings, regarding substrates, there was no statistically significant difference between the CV group and the NT group (Table 3, $P = 0.083$). Therefore, the first null hypothesis that lipstick stains among seven types of lipsticks on the maxillary anterior ceramic veneers would not differ from those of natural teeth has been accepted. However, the types of lipsticks had a statistically significant effect on lipstick stains in both groups (Table 3, $P < 0.001$). This study rejects the second hypothesis. The highest frequency of lipstick staining was observed in Gloss & Balm, while the lowest frequency of lipstick staining was observed in Matte lipstick.

Residual compositions in lipstick such as oils, about 40-50 % (by weight), and a mixture of waxes, approximately 20 %[14], might leave deposit on the substrate's surface. The morphological change of surface decreased reflected light, resulting in a change in brightness or L* parameter.[15] The spectrophotometer allowed us to determine indistinguishable changes for human eyes. This accounts for the situation when ΔE values were more than 3.3, but lipstick staining did not appear on those areas (Table 5,6) (Fig. 4).

Figure 4 *Example figure of undetected lipstick stain on ceramic veneers with ΔE greater than 3.3*

Gloss & balm lipstick consists of four solvents in its ingredients: octyldodecanol, stearyl heptanoate, ethylhexyl palmitate, and propylene carbonate. Stearyl Heptanoate is an interesting component since it is the only solvent that could melt on skin between the temperature of 23-27°C.[16] It may spread to lips and teeth leaving stains. The study also found that Matte lipstick exhibited the least frequency of lipstick staining in both groups.

Several compositions are added with attempts to limit transferring and to provide longer wear, for example, a cosmetical metal salt of stearic acid, aluminum starch octenylsuccinate, an oil, a structuring agent, etc. Compositions which form a film after application exhibit such properties. Besides, the use of an oil-soluble, film-forming polymer that is compatible with the oil or wax phase also provides long lasting color with reduced transfer properties. The oil-soluble, film-forming polymer such as homo- and co-polymers of vinylpyrrolidone (VP) and polyvinylpyrrodine (PVP), trimethylsiloxysilicate, polymethylsilsesquioxane, silicone acrylates, and acrylates copolymer forms a film after application to the lips.[17] Kanji *et al.* described that one composition consisting of at least one polymethyl-silsesquioxane film former exhibited effectiveness in providing long-wear and water resistance.[18] Matte lipstick contains polymethylsilsesquioxane that improves adhesion of pigments to the skin providing wash-off resistance. Apart from adherence to skin, the oil-soluble film-forming polymer gives a matte look to the skin. Aluminum starch octenylsuccinate found in Matte lipstick could entrap relatively large amounts of oil and reduce the amount of free oil that causes migration or spreading. As previously mentioned, Matte lipstick presented the least frequency of lipstick staining in both the CV and the NT groups which could be due to its compositions.

Interestingly, it has been reported that the surface energy of skin varied with increasing age.[6] Because of its variations, lipsticks could attach to skin surfaces differently. Concerning substrates, large contact angle of water is found on human's enamel (70°±2°)[19] compared to IPS e.max (45.80 °±0.56°)[20] This aspect might influence

lipstick spreading on ceramic veneers to be greater than that seen on natural teeth. Although the outcome of the study indicated that lipstick stains of both groups showed no statistically significant differences, the trend showed that those receiving maxillary anterior ceramic veneers tended to have a higher frequency of lipstick staining on their teeth, compared to the natural teeth subjects (Table 2).

Restoring with ceramic veneers frequently involves adjusting position, shape, color, teeth alignment, and level to patients' original teeth under their familiarity with perioral muscle movement. This may cause the patients to come across the differences when they apply lipsticks, before and after receiving the treatment.[21] Furthermore, the texture of ceramic veneers is unlike that of natural teeth. The stronger surface texture of ceramic veneers may catch lipstick stain greater than the natural teeth. In general, chair-side adjustment of ceramic veneers involves selective grinding and finishing or polishing procedures with several polishing systems. These procedures could lead to the removal of the surface glaze and expose of unglazed rough ceramic surface. Ceramic underneath glaze layer is prone to staining and discoloration because it is much rougher than the glazed ceramic surface.[22] Moreover, the major concern of glazing is that it could deteriorate during function over time.[23] Exposure times at several salivary pH levels are likely to affect ion release as well as surface changes.[24] This might increase the possibilities that the surfaces of the ceramic veneers would capture more lipstick stains compared to those of the natural teeth. According to this study, it was observed that old ceramic veneers with certain damages to the glazed surface were more susceptible to lipstick staining. Since glaze plays a major role in color stability of IPS e.max press restoration because it is stain-resistant [25], old ceramic veneers are susceptible to staining over time due to loss of glazed surface. It might increase the possibility of lipstick staining on exposure of unglazed ceramic. In addition, the inferior ability of unglazed surface to reflect the light could be the explanation for the change of delta E values.[15] The amount of reflected light is reduced because of rough ceramic surface underneath the glazed layer. Due to the small sample size, the correlation between the color differences and the change in surface could not be entirely established. To make further investigations more insightful, a study on color changes in relation to the loss of glazed surface is recommended.

The role of lips in expressing emotion or smiling can also enhance an individual's beauty. Therefore, smiling was chosen as one of the movements in this study. Smiling was formed by multi-muscular function, not just the lips, but also the perioral muscles.[26] When the patient is asked to smile, the upper lip is raised by the action of the levator labii superioris and zygomaticus major muscles[27], which could leave lipstick stains on the upper anterior teeth. Ackermen *et al.* classified two types of a smile: the posed or social smile, and the emotional smile. The social smile was a reproducible smile, while the emotional smile varied depending on an emotional display. Thus the social or posed smile was focused on this study because it is repeatable over time.[28] Moreover, the muscle's ability to produce a smile is age-associated change. The study of Desai *et al.* concluded that the muscles' ability to create a smile decreased with increasing age. Furthermore, there is a decrease of 1.5 to 2 mm in maxillary incisor display during smile with increasing age.[29] Therefore, lipstick staining patterns may also change due to aging.

Lips are parts of the pronunciation mechanisms and facial expressions. Labiodental consonant (/f/) and bilabial sound (/m/) were selected in this study to simulate a speaking situation in daily life related to lips, teeth, vocal cords, and other factors. The static position is typically carried out following the utterance of the letter 'm' when the lips are slightly parted and the teeth are out of occlusion with the perioral muscles relatively relaxed.[30] /f/ sound is achieved by bringing a lower lip against the upper anterior teeth. The incisal edges of the maxillary anterior teeth should lightly contact the lower lip (vermilion border) in the right pronunciation. This sound relates directly to the positioning of the maxillary incisal edges. Since the place of articulation as well as the manner of articulation of Thai /m/ and /f/ and English /m/, /f/, and /v/ are the

same, regardless of the English /v/ to which Thai has no equivalent sound, differences in either Thai or English pronunciation should not be evident.[31]

As previously stated, the middle third was the most common area where lipstick stains were found in both groups, followed by the cervical third and the incisal third, respectively. Moreover, relationship between maxillary anterior teeth and lower lip might influence locations of lipstick stains. Dong *et al.* divided the relationship between maxillary anterior teeth and lower lip into three categories: slightly covered, touching, and not touching.[32] It is, therefore, possible that lower lips could transfer a lipstick stain to the maxillary anterior teeth at the incisal third, especially in the patients under the "slightly covered" and "touching categories".

There may be some possible limitations in this study. The results from this study might not reflect totally actual conditions. The situation of patients wearing lipstick and doing daily activities/ routines: smiling or speaking, was only a simulation. In this study, lipsticks were applied only one layer by a disposable brush applicator to control the amount of lipsticks. Therefore, this method may not represent daily lipstick application which may differ in method and style among individuals. The amount of lipstick and application method varies depending on types of lipsticks, purpose of use, or wearer's. The lipstick stains were evaluated in the maxillary anterior ceramic veneers, which were fabricated from one ceramic system (IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The pattern of lipstick stains may be different depending on the types of ceramic materials. This study was performed with one brand of lipstick (Chanel, France), therefore, the results might not represent other lipstick brands in the market. Different results might have been obtained with different lipstick brands and other ceramic systems. Further studies addressing these limitations are recommended, including more lipstick brands and various types of restorative materials or treatment options, such as dental crowns and resin composite filling. The other suggestion is to study the whole process of ceramic veneers procedure: before and after veneer placement, to minimize confounding factors; for example, muscles related to facial expression, speaking, smiling, and the skeletal pattern. Some possible variables might also influence the accuracy of the test spectrophotometer. Therefore, distracting factors should be eliminated, for example, scattered background from adjacent teeth or condition of atmospheric light. In addition, smaller diameter of spectrophotometer may be used and lipstick staining could be measured in an overlapping action to cover the entire labial surface. Furthermore, it would be helpful to include multiple investigators in the study.

Conclusion

Based on our findings, there is no statistically significant difference between staining of the ceramic veneer and the natural teeth groups ($P = 0.083$). Therefore, the first null hypothesis that the lipstick stains among seven types of lipsticks on the maxillary anterior ceramic veneers would not differ from natural teeth has been accepted. However, the types of lipsticks affect lipstick stains in both groups of substrates ($P < 0.001$). This study rejects the second hypothesis. The highest frequency of lipstick staining is observed when using Gloss & Balm, while the lowest frequency of lipstick staining is observed in Matte lipstick.

The authors declare no conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article including no financial interest in all products used in this study.

Acknowledgement

Our thanks go to all the patients and staff who participated in this research. We would like to express our sincere thanks to Assoc. Prof. Chanchai Hosanguan for invaluable help during the analysis and interpretation of the data that were collected.

References

1. Theobald AH, Wong BK, Quick AN, Thomson WM. The impact of the popular media on cosmetic dentistry. ***N Z Dent J*** 2006; 102(3):58-63.

2. Rotoli BT, Lima DA, Pini NP, Aguiar FH, Pereira GD, Paulillo LA. Porcelain veneers as an alternative for esthetic treatment: clinical report. ***Oper Dent*** 2013;38(5):459-66.

3. Gürel G. The science and art of porcelain laminate veneers. 1st ed. New Malden: Quintessence Publishing Co, Ltd; 2003.

4. Prescient and Strategic Intelligence Private Limited. Lipstick Market (2014–2024); 2019 Mar. Report No.: CP10394.

5. Ogilvie M, Ryan MM. Lipstick: More than a Fashion Trend. ***Research Journal of Social Science and Management*** 2011;1(6):117-28.

6. Lochhead R, Lochhead M. Two Decades of transfer-resistant lipstick. ***Cosmetics & Toiletries*** 2015:18-29.

7. Abidi YA, Quraeshi S, Omer SA, Kazmi MR, Rashid S. Effect of Different Lipsticks on Nanofilled Composite Resin at Different Contact Time After Photoactivation. ***J Pak Dent Assoc*** 2014;23(3):95-9

8. Galvão AP, Jacques LB, Dantas L, Mathias P, Mallmann A. Effect of lipstick on composite resin color at different application times. ***J Appl Oral Sci*** 2010;18:566-71.

9. Likitkulthanaporn A. Orthodontic Treatment in a Cleft Lip and Palate Patient with Skeletal Class III Malocclusion : A Case Report. ***M Dent J*** 2017;37:289-99.

10. Srinivas R. Matter, Nude, Creamy, Gloss Here's your 2019 guide to choosing the right lipstick!; 2019 [cited 2020 Jun 12]. Available from: https://www.popxo.com/2016/10/types-of-lipsticks-matte-creamy-liquid-gloss/.

11. Types of Lipsticks [Internet]. Lipstickhistory.com. [cited 2021 Jun 18]. Available from: http://www.lipstickhistory.com/lipstick-facts/types-of-lipsticks/

12. Sakaguchi RL, Powers J. Fundamentals of materials science. Craig's restorative dental materials. 13th ed. Philadelphia, PA: Mosby Year Book; 2012. p. 55-7.

13. Johnston WM. Color measurement in dentistry. ***J Dent*** 2009;37Suppl1:e2-e6.

14. Barel AO, Paye M, Maibach HI. Handbook of cosmetic science and technology 3rd ed. New York: Marcel Dekker, Inc.; 2009.

15. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. ***J Prosthet Dent*** 2006;96(2):122-128.

16. Moen HK, Seidling JR, Wenzel SW, Cunningham CT, inventors; Kimberly-Clark Worldwide, Inc., assignee. Tissue products including a temperature change composition containing phase change components within a non-interfering molecular scaffold. United State patent US 8795717B2. 2014 Aug 5.

17. Valerie Robert PM, inventor; L'OREAL Paris, assignee. Lipstick compositions with enhanced wear. United State patent US 20070025940A1. 2007 Feb 1.

18. Kanji M, Orr C, Robert V, inventors; L'OREALS.A., assignee. Cosmetic compositions comprising at least one polymethylsilsesquioxane film former. United State patent US 20060008441A1. 2006 Jan 12.

19. Rotaru A, Teslaru T, Chirap I, Prodan A, Dumitrascu N. Comparison of different techniques used to improve the sealants adhesion on enamel surface. ***Rom Journ Phys*** 2016;61(3-4):666-675.

20. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. ***Int J Mol Sci*** 2016;17(6):822.

21. Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. ***J Esthet Dent*** 1997;9:197-207.

22. Alhabdan AA, Hejazi AAE. Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. ***J Dent Health Oral Disord Ther*** 2015; 2(3):101-111.

23. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. ***Eur J Dent*** 2014;8(4):571-579. doi:10.4103/1305-7456.143646

24. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. ***J Dent Res*** 2013;92(5):467-71.

25. Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, *et al.* Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. ***J Prosthet Dent*** 2018;119(4):632-642.

26. Matthews TG. The anatomy of a smile. ***J Prosthet Dent*** 1978; 39(2):128-134.

27. McAlister RW, Harkness EM, Nicoll JJ. An ultrasound investigation of the lip levator musculature. ***Eur J Orthod*** 1998;20(6):713-720.

28. Abraham A, George J, Peter E, Philip K, Chankramath R, Johns DA, *et al.* Establishment of a new relationship between posed smile width and lower facial height: A cross-sectional study. ***Eur J Dent*** 2015;9(3):394-399.28.

29. Desai S, Upadhyay M, Nanda R. Dynamic smile analysis: changes with age. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;136(3):310.e1-311.

30. Ahmad I. Anterior dental aesthetics: dentofacial perspective. ***Br Dent J*** 2005;199(2):81-114.

31. Kanokpermpoon M. Thai and English Consonantal Sounds: A Problem or a Potential for EFL Learning? ***ABAC Journal*** 2007; 27(1):57-66.

32. Dong JK, Jin TH, Cho HW, Oh SC. The esthetics of the smile: a review of some recent studies. ***Int J Prosthodont.*** 1999;12(1):9-19.

บทวิทยาการ

ความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาค ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง

Translucency, Degree of Conversion and Microhardness of High Viscosity Bulk-Fill Resin Composites

นภสร พรพิทักษ์สุข[1] , วาริณี ศรีมหาโชตะ[1] , บุญฑริก นิยติวัฒน์ชาญชัย[1]

Napasorn Pornpithaksuk[1], Varinee Srimahachota[1], Boondarick Niyatiwatchanchai[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง 3 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ เททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ และโซนิคฟิลล์ทู เปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมคือวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ ฟิลเทคแซด350เอกซ์ที และศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง 3 ตัวแปร ทดสอบโดยเตรียมชิ้นงานรูปทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร สูง 4 มิลลิเมตร กลุ่มละ 5 ชิ้นงาน โดยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงจะทำการฉายแสงเพียงครั้งเดียวที่ความหนา 4 มิลลิเมตร ส่วนวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมจะทำการฉายแสงทีละชั้น ชั้นละ 2 มิลลิเมตร ตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ วัดความโปร่งแสงจากค่าทรานซ์ลูเซนซีพารามิเตอร์ วัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ด้วยเครื่องฟูเรียร์ทรานฟอร์มอินฟราเรด สเปกโทรสโกปี และวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว การเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ และการทดสอบสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน โดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 ผลการศึกษาพบว่า ชนิดกลุ่มตัวอย่างส่งผลต่อความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยพบว่าวัสดุกลุ่มเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ มีความโปร่งแสงมากที่สุด (2.69 ± 0.51) และมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ร้อยละ 65.13 ± 3.97) เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงกลุ่มอื่น แต่แตกต่างจากกลุ่มควบคุมอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ร้อยละ 57.62 ± 2.54) วัสดุกลุ่มโซนิคฟิลล์ทูมีความโปร่งแสงน้อยที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (1.11 ± 0.11) เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงกลุ่มอื่น แต่แตกต่างจากกลุ่มควบคุมอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (0.92 ± 0.17) และมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยที่สุด (ร้อยละ 47.54 ± 5.14) พบว่ามีเพียงกลุ่มเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ที่มีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร (อัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุมากกว่า 0.8) พบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง 3 ผลิตภัณฑ์ ($p<0.05$) จากผลการศึกษาจึงสรุปได้ว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่ทึบแสงเพิ่มขึ้นจะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ต่ำลงที่ระดับ 4 มิลลิเมตร จากงานวิจัยนี้พบว่ามีเพียงกลุ่มเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ที่มีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร

คำสำคัญ: ความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป, ความโปร่งแสง, ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์, วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง

Abstract

The objective of this study was to evaluate the translucency, degree of conversion and microhardness of three high viscosity bulk-fill resin composites (Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Filtek™ One Bulk Fill and SonicFill™2) in comparison to conventional resin composite (Filtek™ Z350XT) as the control group. The correlations between three variables were analyzed. Five cylindrical specimens (7 mm diameter and 4 mm height) were fabricated for each material (n=5). The high viscosity bulk-fill resin composites were polymerized at 4 mm thickness and the conventional resin composite was polymerized at each 2 mm thickness followed the manufacturer's recommendations. Translucency was evaluated by translucency parameter. Degree of conversion was determined using Fourier transform infrared spectroscopy and microhardness was measured by a Knoop microhardness tester. Data were analyzed using one-way ANOVA, Tukey HSD test and Pearson's correlation at confidential level of 95 %. Translucency, degree of conversion and microhardness were significantly different among the groups ($p<0.05$). Tetric® N-Ceram Bulk Fill exhibited the highest translucency (2.69 ± 0.51) and significantly highest degree of conversion (65.13 ± 3.97 %) compared to other high viscosity bulk-fill resin composites but not significantly different from the control group (57.62 ± 2.54 %). SonicFill™2 exhibited significantly lowest translucency (1.11 ± 0.11) compared to other high viscosity bulk-fill resin composites but not significantly different from the control group (0.92 ± 0.17) and lowest degree of conversion (47.54 ± 5.14 %). Only Tetric® N-Ceram Bulk Fill showed acceptable depth of cure (bottom-to-top microhardness ratio>0.8) at 4 mm. Translucency, degree of conversion and microhardness of three high viscosity bulk-fill resin composites were correlated ($p<0.05$). From the results of this study, more opaque high viscosity bulk-fill resin composites demonstrated lower degree of conversion at 4 mm depth. Tetric® N-Ceram Bulk Fill was the only bulk-fill resin composite which had acceptable depth of cure at 4 mm.

Keywords: Knoop microhardness, Translucency, Degree of conversion, High viscosity bulk-fill resin composites

Received Date: Mar 26, 2021 **Revised Date:** Apr 26, 2021 **Accepted Date:** Jul 5, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.13

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
นภสร พรพิทักษ์สุข ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์ 02-218-8795 โทรศัพท์มือถือ 089-118-4711 อีเมล napasorn1212@gmail.com

Correspondence to :
Napasorn Pornpithaksuk, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 089-118-4711 Email: napasorn1212@gmail.com

บทนำ

ในปัจจุบันการบูรณะฟันด้วยวัสดุสีเหมือนฟันเป็นที่นิยมอย่างกว้างขวาง วัสดุเรซินคอมโพสิต (resin composite) ได้รับความนิยมในการนำมาใช้บูรณะฟันหลังเพิ่มขึ้น เนื่องจากมีสีสวยงามเหมือนฟัน สามารถเตรียมโพรงฟันด้วยวิธีที่อนุรักษ์เนื้อฟันได้เมื่อมีการใช้งานร่วมกับสารยึดติด (bonding agent) จะช่วยให้วัสดุเกิดการยึดติดกับฟันและช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับโครงสร้างฟันที่เหลืออยู่ได้ นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาส่วนประกอบต่าง ๆ จนวัสดุมีความแข็งแรงมากขึ้น สามารถใช้บูรณะฟันหลังในโพรงฟันที่มีขนาดใหญ่ ในบริเวณที่รับแรง หรือใช้บูรณะในฟันที่มีการสูญเสียปุ่มฟันได้ โดยมีการศึกษาที่สนับสนุนความสำเร็จของการใช้วัสดุเรซินคอมโพสิตในการบูรณะในโพรงฟันชนิดคลาส 1 และ 2 ในระยะยาว[1]

อย่างไรก็ตามการใช้วัสดุเรซินคอมโพสิตบูรณะฟันให้ประสบความสำเร็จนั้น จำเป็นต้องอาศัยขั้นตอนการทำงานที่ซับซ้อน เช่น การป้องกันความชื้นไม่ให้เข้ามาปนเปื้อนในโพรงฟันขณะบูรณะ การบูรณะทีละชั้น (incremental technique) โดยแต่ละชั้นไม่ควรมีความหนาเกิน 2 มิลลิเมตรเพื่อให้สามารถฉายแสงได้ทั่วถึง[2] และทำให้ปฏิกิริยาการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตหรือปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชั่น (polymerization) เกิดขึ้นได้อย่างสมบูรณ์ ซึ่งจะส่งผลให้คุณสมบัติโดยรวมของวัสดุดีขึ้น นอกจากนี้บางการศึกษายังเชื่อว่าการบูรณะทีละชั้นเป็นอีกหนึ่งวิธีที่ช่วยลดความเครียดที่เกิดขึ้นจากการหดตัวของวัสดุภายหลังปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชั่น (polymerization shrinkage stress) และลดการบิดเบี้ยวของปุ่มฟัน (cuspal deflection) ที่เกิดขึ้นภายหลังปฏิกิริยาก่อตัวของวัสดุได้[3,4] ซึ่งขั้นตอนการบูรณะทีละชั้นนั้นทำให้สิ้นเปลืองเวลาทั้งในขั้นตอนการบูรณะและการฉายแสง อีกทั้งยังเสี่ยงต่อการเกิดความผิดพลาดระหว่างการบูรณะฟันแต่ละชั้น ได้แก่ การเกิดฟองอากาศ (voids) หรือการปนเปื้อน (contamination) ระหว่างชั้นเรซินคอมโพสิต ซึ่งอาจส่งผลต่อคุณสมบัติของวัสดุในระยะยาวได้

เรซินคอมโพสิตจึงเป็นวัสดุที่ถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่องเพื่อตอบสนองการใช้งานของทันตแพทย์ วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ (Bulk-fill resin composite) ได้ถูกคิดค้นเพื่อให้สามารถใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น โดยสามารถบูรณะเป็นชั้นเดียวด้วยความหนาที่มากขึ้นถึง 4-5 มิลลิเมตร[5] จึงช่วยประหยัดเวลาในการบูรณะและลดความผิดพลาดที่อาจจะเกิดขึ้นระหว่างขั้นตอนการบูรณะได้ นอกจากนี้บริษัทผู้ผลิตยังแนะนำว่าสามารถลดความเครียดที่เกิดจากการหดตัวภายหลังปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชั่นและการบิดเบี้ยวของปุ่มฟันที่เกิดขึ้นอีกด้วย[6]

การปรับปรุงองค์ประกอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ด้วยวิธีการต่าง ๆ เพื่อให้มีระดับความลึกในการบ่มตัว (depth of cure) ของวัสดุเพิ่มขึ้น ส่งผลให้วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์มีความโปร่งแสง (translucency) ที่แตกต่างกันไปในแต่ละผลิตภัณฑ์ และมีความโปร่งแสงที่เพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม[7,8] จึงเป็นข้อจำกัดในการใช้งานในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม ปัจจุบันมีการคิดค้นและผลิตวัสดุเรซิน-คอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ที่บริษัทผู้ผลิตอ้างว่ามีความโปร่งแสงลดลง จึงมีความสวยงามและโปร่งแสงใกล้เคียงกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม โดยที่ยังมีระดับความลึกในการบ่มตัวที่มากถึง 5 มิลลิเมตร

ความโปร่งแสงของวัสดุ เป็นหนึ่งในปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ (degree of conversion) และระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิต ซึ่งส่งผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพ คุณสมบัติเชิงกล คุณสมบัติทางชีวภาพ และอายุการใช้งานของวัสดุ[9,10] โดยวัสดุที่มีความโปร่งแสงมากจะเกิดการส่องผ่านของแสงที่มาก จึงมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวที่มาก[11] จึงเป็นที่น่าสนใจว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ที่ถูกปรับปรุงให้มีความโปร่งแสงที่ลดลง จะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และระดับความลึกในการบ่มตัวที่แตกต่างไปจากวัสดุเรซิน-คอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ตัวอื่น ๆ และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมหรือไม่

ปัจจุบันมีการศึกษามากมายเกี่ยวกับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ โดยพบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์จะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวที่หลากหลายและแตกต่างกันไปในแต่ละผลิตภัณฑ์[12,13,14] มีการศึกษาที่พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อยู่ในช่วงร้อยละ 71.3-86.1 โดยมีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ทางคลินิกที่ระดับ 4 มิลลิเมตร[15] ในขณะที่บางการศึกษาพบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อยู่ในช่วงร้อยละ 41.26-69.86 โดยบางผลิตภัณฑ์จะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ยอมรับได้ทางคลินิกที่ระดับต่ำกว่า 4 มิลลิเมตร[16] อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และระดับความลึกในการบ่มตัวโดยดูจากค่าความแข็งผิวระดับจุลภาค ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่บริษัทผู้ผลิตอ้างว่ามีการปรับปรุงความโปร่งแสงให้ใกล้เคียงกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมยังมีอยู่จำกัด จึงเป็นที่มาของการวิจัยครั้งนี้ โดยมีสมมติฐานของงานวิจัย ได้แก่ วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง มีความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาค ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และไม่พบความสัมพันธ์ทางสถิติระหว่าง 3 ตัวแปร

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

วัสดุที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงทั้งหมด 3 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ กลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill กลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill กลุ่ม SonicFill™2 และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT (แสดงในตารางที่1) รวมมีชิ้นงานทั้งหมด 4 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ชิ้นงาน (n=5)

ตารางที่ 1 *ผลิตภัณฑ์ที่ใช้การศึกษา*

Table 1 *Description of materials used in this study*

Material	Lot no.	Shade	Type	Filler	Resin matrix	Filler content (%wt/%vol)	Maximum thickness	Light curing protocol
Tetric® N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)	Y02738	IVA	Nano-hybrid	Barium aluminium silicate glass (0.4 µm and 0.7 µm), Ytterbium trifluoride (200 nm), Spherical mixed oxide (160 nm)	Dimethacry-lates (Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA)	62.5 (17% prepolymerized) /61	4 mm	- 20 sec (output ≥ 500 mW/cm^2) - 10 sec (output ≥ 1000 mW/cm^2)
Filtek™ One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA)	NA36641	A3	Nanofill	Non-agglomerated/non-aggregated silica filler (20nm), Non-agglomerated/non-aggregated zirconia filler (4-11nm), Aggregated zirconia/silica cluster filler (20nm silica and 4-11nm zirconia particles), Agglomerated ytterbium trifluoride filler (100 nm)	AFM (dynamic stress-relieving monomer), AUD-MA, UDMA and 1, 12-dodecane-DMA	76.5/58.5	4 mm (Class I)	- 40 sec (output 550-1000mW/cm^2) - 20 sec (output 1000-2000mW/cm^2)
SonicFill™ 2 (Kerr; Orange, CA, USA)	7132970	A3	Nanofill	Zirconium oxide, silica oxide particle	Bis-GMA, TEG-DMA, Bis-EMA	81.3/ unreported	5 mm	- 20 sec (output ≥ 650 mW/ cm^2) - 10 sec (output ≥ 1000 mW/cm^2)
FiltekTM Z350XT (3M ESPE, St Paul, MN, USA)	N962809	A3B	Nanofill	Non-agglomerated/non-aggregated silica filler (20nm), Non-agglomerated/non-aggregated zirconia filler (4-11nm), Aggregated zirconia/silica cluster filler (20nm silica and 4-11nm zirconia particles)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, and Bis-EMA	78.5/ 63.3	2 mm	- 20 sec (output 400-1000mW/cm^2) - 10 sec (output 1000-2000mW/cm^2)

เตรียมชิ้นงานโดยใช้แม่พิมพ์แบบอะคริลิกรูปทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร สูง 4 มิลลิเมตร วางลงบนแผ่นแก้ว จากนั้นใส่วัสดุแต่ละกลุ่มลงในแม่พิมพ์ โดยจะใส่วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงเป็นชั้นเดียวให้เต็ม กำจัดวัสดุส่วนเกินออกโดยปิดทับด้วยแผ่นแก้วความหนา 1 มิลลิเมตร ทำการฉายแสงที่ด้านบนชิ้นงานด้วยเครื่องฉายแสง (Light curing unit; Bluephase N®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) เส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร ที่ความเข้มแสง 1,200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 20 วินาที โดยวางให้ปลายหน้าตัดเครื่องฉายแสงตั้งฉากกับชิ้นงานและชิดบนแผ่นแก้ว ส่วนวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมจะใส่วัสดุทีละชั้น ชั้นละ 2 มิลลิเมตร โดยจะทำการกำหนดจุดความสูง 2 มิลลิเมตรไว้ในแม่พิมพ์แบบ ปิดทับด้านบนของแม่พิมพ์แบบด้วยแผ่นแก้วความหนา 1 มิลลิเมตร แล้วทำการฉายแสงวัสดุทีละชั้นด้วยเครื่องฉายแสง ที่ความเข้มแสง 1,200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 20 วินาที ทำการวัดความเข้มแสงโดยเครื่องวัดความเข้มแสง (100, Optilux, Kerr, USA) ทุกครึ่งชั่วโมงระหว่างการเตรียมชิ้นงาน ดันชิ้นงานออกจากแม่แบบด้วยนิ้วมือและทำสัญลักษณ์ที่ด้านบนของวัสดุ จะได้ชิ้นงานทั้งหมดจำนวน 20 ชิ้นงาน เก็บในภาชนะควบคุมความชื้นสำหรับเก็บชิ้นงาน (Dessicator) ในสภาวะมืด ที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนนำไปวิเคราะห์ความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ

การวัดความโปร่งแสง

วัดค่าสีของแต่ละวัสดุที่มีความหนา 4 มิลลิเมตร โดยอ้างอิงจากระบบสี CIELAB แหล่งกำเนิดแสงมาตรฐาน D65 บนพื้นหลังขาว (L*=99.5, a*=-0.14, b*=-0.09) และดำ (L*=1.38, a*=0.00, b*=0.06) ด้วยเครื่องวัดและเทียบสี (Spectrophotometer; Ultrascan Pro, Hunter Lab, USA) ที่รูรับแสง 4 มิลลิเมตร โดยก่อนการวัดค่าสีจะทำการตรวจสอบความเที่ยงตรงของเครื่องด้วยบล็อกมาตรฐานสีขาวและดำตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต จากนั้นทำการวัดค่าสีชิ้นงานละ 3 ครั้ง แล้วนำค่าเฉลี่ยมาคำนวณหาดัชนีความโปร่งแสง (Translucency parameter: TP) จากสมการ

$$TP = [(L^*_w - L^*_B)^2 + (a^*_w - a^*_B)^2 + (b^*w - b^*B)^2]^{1/2}$$

โดย L* ใช้กำหนดค่าความสว่าง เมื่อ L = 0 คือสีดำ L = 100 คือสีขาว a* ใช้กำหนดสีแดง หรือสีเขียว เมื่อ +a* คือสีแดง - a* คือสีเขียว b* ใช้กำหนดสีเหลือง หรือสีน้ำเงิน เมื่อ + b* คือสีเหลือง - b* คือสีน้ำเงิน W คือค่าสีของวัสดุที่ได้จากพื้นหลังสีขาว และ B คือค่าสีของวัสดุที่ได้จากพื้นหลังสีดำ[17]

การวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์

วัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์บริเวณด้านใต้วัสดุที่มีความหนา 4 มิลลิเมตร ด้วยเครื่องฟูเรียร์ทรานฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ (Fourier Transform Infrared Spectrometer – FTIR-ATR; Model Spectrum 1, Perkin Elmer USA) ในช่วงสเปกตรัม 400-4,000 cm^{-1} บันทึก 64 สแกนที่ความละเอียด 4 cm^{-1} ทำการวัดค่าสเปกตรัมของพันธะคู่ของคาร์บอนในวัสดุเรซินคอมโพสิตแต่ละกลุ่มก่อนและหลังฉายแสง แล้วนำมาคำนวณหาร้อยละของปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ (%DC) จากสมการ

$$\%DC = 1 - \left[\frac{\text{cured}(1638\ cm^{-1}/\text{internal standard})}{\text{uncured}(1638\ cm^{-1}/\text{internal standard})}\right] \times 100$$

เมื่อ cured คือ ความสูงของยอดกราฟในวัสดุหลังฉายแสง และ uncured คือ ความสูงของยอดกราฟในวัสดุก่อนฉายแสงที่ค่าเสปกตรัม 1638 cm^{-1} ซึ่งเป็นเสปกตรัมของพันธะคู่ของคาร์บอนแบบอะลิฟาติก (aliphatic C=C) และ internal standard คือความสูงของยอดกราฟ ที่ค่าเสปกตรัม 1608 cm^{-1} ซึ่งเป็นเสปกตรัมของพันธะคู่ของคาร์บอนแบบอะโรมาติก (aromatic C=C)[18,19] ส่วนกลุ่มที่มีเรซินเมทริกซ์ชนิด UDMA (UDMA-based resin system) จะใช้ความสูงของยอดกราฟ ที่ค่าเสปกตรัม 1600 cm^{-1} ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill[20]

การวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค

วัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป บริเวณใต้วัสดุและบริเวณพื้นผิววัสดุ ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค (Micro hardness tester; FM810, FUTURE-TECH, Japan) โดยใช้หัวกดเพชรนูป (Knoop diamond) ให้แรงคงที่ 10 กรัม เป็นเวลา 20 วินาที[12] กดลงบนวัสดุทั้งบริเวณพื้นผิวและบริเวณใต้วัสดุบริเวณละ 3 ตำแหน่ง โดยห่างจากขอบชิ้นงาน 1.75 มิลลิเมตร และมีระยะห่างแต่ละตำแหน่ง 1.75 มิลลิเมตร ทำการวัดขนาดรอยกดภายใต้กำลังขยาย 20 เท่า แล้วนำมาคำนวณค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป (KHN) จากสมการ

$$KHN = CP \times (L/l^2)$$

เมื่อ L คือแรงกด หน่วยเป็นกิโลกรัม (Load applied: kg) l คือความยาวของรอยกด หน่วยเป็นมิลลิเมตร (Indentation length: mm) และ CP คือค่าคงที่ของพื้นที่รอยกดเท่ากับ 14.2 จะได้ค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุ ความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณพื้นผิววัสดุ และอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุ (bottom-to-top microhardness ratio) โดยอัตราส่วนควรจะมีค่า ≥0.8 จึงเป็นที่ยอมรับได้[21]

การวิเคราะห์ทางสถิติ

สถิติชาพิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk test) ในการทดสอบการแจกแจงของข้อมูล ร่วมกับการทดสอบความเป็นเอกพันธ์ของความแปรปรวน (Homogenous of variance test) ข้อมูลมีการแจกแจงปกติใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) ในการวิเคราะห์ผลของชนิดกลุ่มตัวอย่างต่อความ

โปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ (Tukey HSD post-hoc analysis) ทดสอบความสัมพันธ์ระหว่าง 3 ตัวแปรด้วยสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation) โดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 ใช้โปรแกรมสำเร็จรูป (SPSS for mac version 22.0) ในการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ผลการศึกษา

ทดสอบการแจกแจงของข้อมูลพบว่าข้อมูลมีการแจกแจงปกติ ได้ผลดังแสดงในตารางที่ 2 จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวพบว่า ชนิดกลุ่มตัวอย่างส่งผลต่อความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยเมื่อทำการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างกลุ่ม ได้ผลดังนี้

ความโปร่งแสง

จากการคำนวณหาค่าดัชนีความโปร่งแสงที่บริเวณพื้นผิวชิ้นงาน พบว่ากลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีความโปร่งแสงมากที่สุด (2.69 ± 0.51) และกลุ่ม Filtek™ Z350XT มีความโปร่งแสงน้อยที่สุด (0.92 ± 0.17) โดยกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill และกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill (1.92 ± 0.38) มีความโปร่งแสงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) แต่มีความโปร่งแสงมากกว่ากลุ่ม SonicFill™ 2 (1.11 ± 0.11) และกลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) นอกจากนี้พบว่ากลุ่ม SonicFill™ 2 และกลุ่ม Filtek™ Z350XT มีความโปร่งแสงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์

จากการคำนวณหาร้อยละของปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ระดับความลึก 4 มิลลิเมตร พบว่ากลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากที่สุด (ร้อยละ 65.13 ± 3.97) และกลุ่ม SonicFill™ 2 มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยที่สุด (ร้อยละ 47.54 ± 5.14) โดยกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากกว่ากลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill (ร้อยละ 48.36 ± 4.80) และ SonicFill™ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แต่แตกต่างจากกลุ่ม Filtek™ Z350XT (ร้อยละ 57.62 ± 2.54) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) กลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์แตกต่างจากกลุ่ม SonicFill™ 2 อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) แต่ทั้งสองกลุ่มมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยกว่ากลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$)

ตารางที่ 2 *แสดงค่าความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาค ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ 3 ผลิตภัณฑ์ และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์*

Table 2 *Shows mean ± SD of translucency, degree of conversion and bottom-to-top microhardness ratio in each group*

	TP	%DC	B/T microhardness
Tetric® N-Ceram Bulk Fill	2.69 ± 0.51 ^{A}	65.13 ± 3.97 ^{A}	0.81 ± 0.04 ^{A}
Filtek™ One Bulk Fill	1.92 ± 0.38 ^{A}	48.36 ± 4.80 ^{B}	0.76 ± 0.09 ^{A,B}
SonicFill™ 2	1.11 ± 0.11 ^{B}	47.54 ± 5.14 ^{B}	0.68 ± 0.07 ^{B}
FiltekTM Z350XT	0.92 ± 0.17 ^{B}	57.62 ± 2.54 ^{A}	0.87 ± 0.06 ^{A}

Group with the same letter in each column are not statistically different (p>0.05)

ตัวอักษรที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05)

TP: Translucency parameter, %DC: %Degree of conversion, B/T: Bottom-to-top

ความแข็งผิวระดับจุลภาค

จากการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปบริเวณพื้นผิววัสดุ พบว่ากลุ่ม Filtek™ Z350XT มีความแข็งผิวระดับจุลภาคมากที่สุด (50.65 ± 6.22) โดยแตกต่างจากกลุ่ม SonicFill™ 2 (48.41 ± 3.67) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) และกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยที่สุด (35.65 ± 4.01) โดยแตกต่างจากกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill (40.52 ± 4.27) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) จากการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปบริเวณใต้วัสดุ พบว่ากลุ่ม Filtek™ Z350XT มีความแข็งผิวระดับจุลภาคมากที่สุด (44.00 ± 3.32) โดยแตกต่างจากวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงทุกกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยที่สุด (28.75 ± 3.35) โดยแตกต่างจากวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงทุกกลุ่มอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) จากการหาอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุ พบว่ากลุ่ม Filtek™ Z350XT มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคมากที่สุด (0.87 ± 0.06) และกลุ่ม SonicFill™ 2 มี

อัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยที่สุด (0.68 ± 0.07) โดยมีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยกว่ากลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill (0.81 ± 0.04) และกลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แต่มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคแตกต่างจากกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill (0.76 ± 0.09) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ส่วนกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill และ Filtek™ One Bulk Fill มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคแตกต่างจากกลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) จากการศึกษานี้พบว่ามีเพียงกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill และกลุ่ม Filtek™ Z350XT ที่มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุมากกว่าหรือเท่ากับ 0.8

ตารางที่ 3 *แสดงค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปบริเวณพื้นผิว บริเวณใต้วัสดุ และอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ 3 ผลิตภัณฑ์ และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์*

Table 3 *Shows mean ± SD of microhardness in each group*

KHN	Top	Bottom (4mm)	Bottom/Top
Tetric® N-Ceram Bulk Fill	35.65 ± 4.01 [A]	28.75 ± 3.35 [A]	0.81 ± 0.04 [A]
Filtek™ One Bulk Fill	40.52 ± 4.27 [A]	30.74 ± 2.78 [A]	0.76 ± 0.09 [A,B]
SonicFill™ 2	48.41 ± 3.67 [B]	32.93 ± 4.61 [A]	0.68 ± 0.07 [B]
FiltekTM Z350XT	50.65 ± 6.22 [B]	44.00 ± 3.32 [B]	0.87 ± 0.06 [A]

Group with the same letter in each column are not statistically different (p>0.05)
ตัวอักษรที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05)
KHN : Knoop microhardness

ตารางที่ 4 *แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง 3 ตัวแปร ของทุกกลุ่ม*

Table 4 *Correlation between translucency, degree of conversion and bottom-to-top microhardness of every group*

		Translucency	Degree of conversion	B/T Microhardness
Translucency	Pearson's R	1	0.454	-0.036
	p		0.044	0.882
Degree of conversion	Pearson's R	0.454	1	0.547
	p	0.044		0.013
Microhardness	Pearson's R	-0.036	0.547	1
	p	0.882	0.013	

p<0.05 แสดงว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญ
p<0.05 Correlation is significant
B/T: Bottom-to-top

ตารางที่ 5 *แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง 3 ตัวแปร ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง*

Table 5 *Correlation between translucency, degree of conversion and bottom-to-top microhardness of High viscosity bulk-fill resin composites*

		Translucency	Degree of conversion	B/T Microhardness
Translucency	Pearson's R	1	0.704	0.591
	p		0.003	0.020
Degree of conversion	Pearson's R	0.704	1	0.707
	p	0.003		0.003
Microhardness	Pearson's R	0.591	0.707	1
	p	0.020	0.003	

p<0.05 แสดงว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญ
p<0.05 Correlation is significant
B/T: Bottom-to-top

จากการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุด้วยสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน พบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ ($p<0.05$) โดยมีค่าสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน 0.454 ซึ่งอยู่ในช่วง 0.3 - 0.5 จึงจัดเป็นความสัมพันธ์ระดับต่ำ และพบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณการเกิดพอลิเมอร์กับความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ($p<0.05$) โดยมีค่าสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน 0.547 ซึ่งอยู่ในช่วง 0.5 - 0.7 จึงจัดเป็นความสัมพันธ์ระดับปานกลาง อย่างไรก็ตามไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคเมื่อทดสอบความสัมพันธ์โดยใช้ข้อมูลของทุกวัสดุ ($p>0.05$) แต่เมื่อพิจารณาเพียงกลุ่มวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง จะพบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ($p<0.05$) โดยมีค่าสหสัมพันธ์ของเพียร์สันอยู่ในช่วง 0.5 - 0.7 จึงจัดเป็นความสัมพันธ์ระดับปานกลาง

บทวิจารณ์

วัสดุที่มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์สูง จะมีคุณสมบัติทางกายภาพ คุณสมบัติเชิงกล คุณสมบัติทางชีวภาพ และอายุการใช้งานของวัสดุที่ยาวนานขึ้น[9,10] ปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ประกอบด้วยหลายปัจจัย ทั้งปัจจัยภายใน เช่น ความโปร่งแสงของวัสดุ ชนิด ขนาดและปริมาณของฟิลเลอร์ ความหนืดของเรซินมอนอเมอร์ ชนิดและปริมาณของสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาด้วยแสง (photoinitiator) และปัจจัยภายนอก เช่น ปัจจัยที่เกี่ยวกับการฉายแสง เป็นต้น การปรับปรุงให้วัสดุมีระดับความลึกในการบ่มตัวที่มากขึ้นเพื่อความสะดวกต่อการใช้งาน ขึ้นกับความโปร่งแสงของวัสดุเช่นเดียวกับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ โดยวัสดุที่มีความโปร่งแสงมากจะเกิดการส่องผ่านของแสงที่มาก จึงมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวที่มากขึ้นตามมา[11]

จากผลการศึกษาพบว่า ชนิดกลุ่มตัวอย่างส่งผลต่อความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) จึงปฏิเสธสมมติฐานของงานวิจัยที่ว่า วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง มีความโปร่งแสง ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และความแข็งผิวระดับจุลภาคไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ผลการศึกษายังพบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และปริมาณการเกิดพอลิเมอร์กับความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ($p<0.05$) อย่างไรก็ตามไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคเมื่อทดสอบความสัมพันธ์โดยใช้ข้อมูลของทุกวัสดุ ($p>0.05$) แต่เมื่อพิจารณาเพียงกลุ่มวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง จะพบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ($p<0.05$) จึงปฏิเสธสมมติฐานที่ว่า ไม่พบความสัมพันธ์ทางสถิติระหว่าง 3 ตัวแปรเพียงบางส่วน

วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่ใช้ในการศึกษานี้ประกอบด้วย 3 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ กลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill กลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill กลุ่ม SonicFill™2 เนื่องจากเป็นวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่มีจำหน่ายอยู่ทั้งหมดในประเทศไทย ในขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานมีการปิดทับด้านบนด้วยแผ่นแก้วความหนา 1 มิลลิเมตรก่อนทำการฉายแสงชิ้นงาน เพื่อเป็นการกำจัดวัสดุส่วนเกินออกและทำให้ผิวชิ้นงานมีความเรียบโดยไม่ต้องผ่านกระบวนการขัดผิว อย่างไรก็ตามความหนาของแผ่นแก้วอาจส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุบริเวณใต้ชิ้นงานได้

การวัดความโปร่งแสงของวัสดุเรซินคอมโพสิต จากค่าดัชนีความโปร่งแสง เป็นการวัดแสงที่สะท้อนกลับผ่านเนื้อวัสดุบนพื้นหลังที่ต่างกัน โดยได้รับความนิยมในหลายการศึกษา[7,22,23] จัดเป็นวิธีที่มีความสอดคล้องกับการใช้งานวัสดุทางคลินิก เนื่องจากความโปร่งแสงของวัสดุบูรณะที่เห็นจากในช่องปากนั้นเกิดจากการสะท้อนแสงจากวัสดุโดยมีพื้นหลังเป็นตัวฟัน การวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์สามารถวัดด้วยหลายวิธีทั้งทางตรงและทางอ้อม การใช้ฟูเรียร์ทรานฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปี จัดเป็นวิธีการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์โดยตรงที่ได้รับความนิยมในหลายการศึกษา[12,13,16,18,20,24] เนื่องจากมีความแม่นยำและเชื่อถือได้ โดยจะใช้เทคนิคในการตรวจจับเสปกตรัมที่วัสดุสะท้อนออกมา (attenuated total reflectance; ATR) การวัดระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตสามารถทำได้หลายวิธี การใช้กล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (optical microscopy) และการใช้วิธีการขูดตัวอย่างวัสดุ (scraping methods) ตามมาตรฐานไอเอสโอ 4049 (2009) จัดเป็นวิธีที่ให้ระดับความลึกในการบ่มตัวที่มากเกินกว่าความเป็นจริง และการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ เป็นวิธีที่มีความไวสูงสุดในการทดสอบระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุ[25] อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่พบว่า การวัดความแข็งผิวเปรียบเทียบระหว่างบริเวณใต้วัสดุและบริเวณพื้นผิววัสดุ จะมีความไวในการตรวจจับความเปลี่ยนแปลงมากกว่าในวัสดุที่มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มาก[26] การศึกษานี้ได้ใช้วิธีการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปเปรียบเทียบระหว่างบริเวณใต้วัสดุและบริเวณพื้นผิววัสดุในการทดสอบระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุ เนื่องจากเป็นวิธีได้รับความนิยมในหลายการศึกษา[12,21,25-29] สามารถทำได้ง่าย ค่าใช้จ่ายไม่สูง และให้ค่าระดับความลึกในการบ่มตัวที่สอดคล้องกับการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์[21,25] โดยความลึกที่วัสดุมีอัตราส่วนความแข็ง

ผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุมากกว่าหรือเท่ากับ 0.8 จัดเป็นระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ของวัสดุเรซินคอมโพสิต[21]

จากการคำนวณหาความโปร่งแสงที่บริเวณพื้นผิวชิ้นงาน พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง ได้แก่ กลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill และ Filtek™ One Bulk Fill มีความโปร่งแสงมากกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกับหลายการศึกษา[8,13] โดยเกิดจากการปรับปรุงองค์ประกอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์เพื่อให้มีระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุเพิ่มขึ้น โดยการทำให้วัสดุมีความโปร่งแสงเพิ่มขึ้นด้วยวิธีต่าง ๆ กันไปในแต่ละผลิตภัณฑ์ โดยกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill จะมีวัสดุอัดแทรกชนิดออกไซด์ผสม (Mixed oxide) ซึ่งมีค่าดัชนีการหักเห (refractive index) ใกล้เคียงกับส่วนเรซินเมทริกซ์ ทำให้เกิดการหักเหของแสงกระตุ้นปฏิกิริยาการบ่มตัวลดลง แสงจึงส่องผ่านไปได้มากขึ้น[30] ส่วนกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill นั้นตามที่ทางบริษัทผู้ผลิตได้พัฒนาให้วัสดุมีความทึบเพิ่มขึ้นภายหลังการฉายแสงให้อยู่ในช่วงใกล้เคียงวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม โดยการปรับปรุงค่าดัชนีการหักเหระหว่างส่วนของวัสดุอัดแทรกและเรซินเมทริกซ์ให้ใกล้เคียงกันตั้งแต่ก่อนฉายแสง เมื่อฉายแสงจะทำให้ส่วนเรซินเมทริกซ์หดตัวและมีค่าดัชนีการหักเหเพิ่มขึ้นจนมากกว่าส่วนวัสดุอัดแทรก ความแตกต่างของค่าดัชนีการหักเหภายหลังฉายแสงทำให้วัสดุมีความโปร่งแสงลดลง อย่างไรก็ตามจากการศึกษานี้พบว่ากลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill นั้นมีความโปร่งแสงมากว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และมีความโปร่งแสงแตกต่างจากกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) โดยอาจเกิดจากการลดปริมาณวัสดุอัดแทรกเพื่อให้มีการส่องผ่านของแสงมากขึ้นของกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill จึงทำให้วัสดุมีความโปร่งแสงเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับวัสดุเรซิน คอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT จากผลการศึกษาพบว่า SonicFill™ 2 มีความโปร่งแสงน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงกลุ่มอื่นๆ และแตกต่างจากวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) สอดคล้องกับหลายการศึกษา[8,13] เนื่องจากกลุ่ม SonicFill™ 2 มีวัสดุอัดแทรกรูปร่างไม่เป็นระเบียบและมีปริมาณวัสดุอัดแทรกมากที่สุด จึงทำให้เกิดการสะท้อนของแสงมากขึ้น ส่งผลให้วัสดุมีความโปร่งแสงลดลง[31] ความโปร่งแสงของวัสดุยังขึ้นกับปัจจัยอื่นๆ เช่น ชนิดวัสดุอัดแทรก ชนิดเรซินเมทริกซ์ เป็นต้น จากการศึกษาของ Azzopardi และคณะในปี 2009[33] พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตที่มีฟิลเลอร์ชนิดซิลิกา (silca) เป็นส่วนประกอบ และมีเรซินเมทริกซ์ชนิด Bis-GMA จะมีความโปร่งแสงมากกว่ามีเรซินเมทริกซ์ชนิด UDMA และ TEGDMA อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามจากการศึกษานี้พบว่ามีการใช้เรซินเมทริกซ์หลายตัวร่วมกันในแต่ละผลิตภัณฑ์ ทำให้ปัจจัยดังกล่าวมีผลน้อยกว่าปัจจัยเรื่องปริมาณและรูปร่างของวัสดุอัดแทรก

จากการคำนวณหาร้อยละของปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ระดับความลึก 4 มิลลิเมตร พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง ได้แก่ กลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากที่สุด สอดคล้องกับการศึกษาของ Chiaraputt และคณะในปี 2017[24] และไม่แตกต่างจากวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) เนื่องจากกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีความโปร่งแสงมากที่สุด โดยพบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตในการศึกษานี้ นอกจากนี้วัสดุกลุ่มนี้ยังมีการปรับปรุงองค์ประกอบโดยเพิ่มสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาบ่มตัวด้วยแสงชนิดใหม่ที่มีความไวในการดูดกลืนแสงในช่วงความยาวคลื่นที่กว้างขึ้น ได้แก่ ไอโวเซอริน (Ivocerin) โดยจะช่วยดูดกลืนแสงที่ช่วงความยาวคลื่น 370 ถึง 460 นาโนเมตร[33] เพิ่มเติมจากแคมฟอร์ควิโนน (camphorquinone) ที่ดูดกลืนแสงที่ช่วงความยาวคลื่น 430 ถึง 490 นาโนเมตร[34] และยังมีประสิทธิภาพในการดูดกลืนแสงได้ดีกว่าแคมฟอร์ควิโนน[35] วัสดุจึงมีปฏิกิริยาการบ่มตัวที่สมบูรณ์ขึ้นในความลึกที่เพิ่มขึ้น แตกต่างจากวัสดุกลุ่มอื่น ๆ ซึ่งมีสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาบ่มตัวด้วยแสง ได้แก่ แคมฟอร์ควิโนนเป็นตัวหลักเพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตามควรเลือกใช้เครื่องฉายแสงที่มีความยาวคลื่นเหมาะสมกับสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาด้วยแสง โดยในการศึกษานี้ได้เลือกใช้เครื่องฉายแสงชนิดพอลิเวฟ (polywave) ได้แก่ Bluephase N® เนื่องจากมีช่วงความยาวคลื่นแสงที่ครอบคลุมช่วงความยาวคลื่นแสงที่ทั้งไอโวเซอรินและแคมฟอร์ควิโนนมีความจำเพาะ จากผลการศึกษาพบว่าวัสดุกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill และกลุ่ม SonicFill™ 2 มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ต่ำกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ได้แก่ กลุ่ม Filtek™ Z350XT อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) อาจเกิดจากการที่วัสดุทั้งสองกลุ่มมีความโปร่งแสงที่น้อยกว่าวัสดุกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill จึงทำให้แสงส่องผ่านไปกระตุ้นกระบวนการเกิดพอลิเมอร์ได้น้อยกว่า

เมื่อพิจารณาอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุที่ระดับความลึก 4 มิลลิเมตรของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง พบว่ามีเพียงกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill ที่มีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร คือมีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณ

ใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุมากกว่าหรือเท่ากับ 0.8 สอดคล้องกับการศึกษาของ Bucuta และคณะในปี 2014[8] แต่มีความขัดแย้งกับการศึกษาของ Garoushi และคณะในปี 2015[13] ที่พบว่าวัสดุกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุน้อยกว่า 0.8 ที่ระดับ 4 มิลลิเมตร โดยอาจเกิดจากการศึกษาข้างต้นมีการเลือกใช้เครื่องฉายแสงชนิดมอนอเวฟ (monowave) ซึ่งมีความยาวคลื่นไม่เหมาะสมกับสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาด้วยแสงที่อยู่ในวัสดุกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill จึงทำให้วัสดุมีการบ่มตัวน้อย และมีค่าอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุน้อย อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณาความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณพื้นผิววัสดุ พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยที่สุด และกลุ่ม SonicFill™ 2 มีความแข็งผิวระดับจุลภาคมากที่สุด โดยมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) เนื่องจากมีปริมาณร้อยละโดยน้ำหนักของวัสดุอัดแทรกน้อยและมากที่สุดตามลำดับ สอดคล้องกับการศึกษาของ Kelic และคณะในปี 2016 และ Krajangta และคณะในปี 2014[36,37] ที่พบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณวัสดุอัดแทรกและค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ จากผลการศึกษาพบว่ากลุ่ม SonicFill™ 2 มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุต่ำที่สุดและต่ำกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ทำให้มีระดับความลึกในการบ่มตัวไม่เป็นที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร (อัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุน้อยกว่า 0.8) เนื่องจากการใช้เครื่องมือที่มีการสั่นสะเทือนแบบโซนิก (sonic vibration) ทำให้ลดความหนืดของวัสดุขณะใช้งาน จึงเกิดความแนบสนิทกับโพรงฟันได้ดีในบริเวณที่ได้รับการกระตุ้น โดยความหนืดที่แตกต่างกันในแต่ละส่วนของวัสดุอาจส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งผิวของวัสดุที่แตกต่างกันออกไป จากการศึกษาของ Krajangta และคณะในปี 2014[37] พบว่าวัสดุกลุ่ม SonicFill™ ที่ใช้เครื่องมือที่มีการสั่นสะเทือนแบบโซนิก มีรูปแบบของความแข็งผิวที่คงที่ช่วงความลึกหนึ่งแล้วจึงมีความแข็งผิวที่ลดลงตามระดับความลึก นอกจากนี้ จากการศึกษาของ Gonçalves และคณะในปี 2018[38] พบว่าเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยการสั่นสะเทือนแบบโซนิก ในส่วนใต้ของวัสดุจะมีความหนืดเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ทำให้โมเลกุลต่าง ๆ เคลื่อนที่ช้าลงและเกิดปฏิริยาพอลิเมอร์ไรเซชั่นได้น้อยกว่าด้านบนหรือวัสดุกลุ่มอื่นที่มีความหนืดน้อยกว่า ส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งผิวของวัสดุที่ลดลงบริเวณใต้วัสดุ

การศึกษานี้มีการเตรียมชิ้นงานวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง ให้มีความสูง 4 มิลลิเมตร และทำการฉายแสงที่ความเข้มแสงมากกว่าหรือเท่ากับ 1000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรเป็นเวลา 20 วินาที เนื่องจากเป็นความเข้มแสงและเวลาที่เหมาะสมต่อการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชั่นในวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์[14] ซึ่งมากกว่าที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำในบางกลุ่ม จึงอาจส่งผลให้วัสดุกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุมากกว่าหรือเท่ากับ 0.8 ขัดแย้งกับการศึกษาของ Tarle และคณะในปี 2014[12] ที่พบว่าการฉายแสงด้วยความเข้มแสงและระยะเวลาดังกล่าว ที่ระดับความลึก 4 มิลลิเมตร อาจไม่เพียงพอต่อการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชั่นในวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง โดยจากผลการศึกษานี้พบว่า วัสดุกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill และกลุ่ม SonicFill™ 2 มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุน้อยกว่า 0.8 เมื่อทำการฉายแสงที่ความเข้มแสง 1200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรเป็นเวลา 20 วินาที เพียงครั้งเดียว ที่ระดับความลึก 4 มิลลิเมตร แตกต่างจากวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม ที่มีการเตรียมชิ้นงานชั้นละ 2 มิลลิเมตรและฉายแสงทีละชั้น ทำให้วัสดุมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุที่มากกว่าแม้มีความโปร่งแสงน้อยที่สุด จึงไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคเมื่อทดสอบความสัมพันธ์โดยใช้ข้อมูลของทุกวัสดุ ($p>0.05$) แต่เมื่อพิจารณาเพียงกลุ่มวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงจะพบความสัมพันธ์ระหว่างความโปร่งแสงกับความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ($p<0.05$)

การศึกษานี้มีข้อจำกัด ได้แก่ เป็นการศึกษาวิจัยแบบวิเคราะห์และทดลองในห้องปฏิบัติการ จึงไม่สามารถจำลองสภาพการใช้งานจริงทางคลินิกได้อย่างสมบูรณ์ เช่น การควบคุมระยะทางในการฉายแสงทางคลินิกอาจถูกจำกัดด้วยลักษณะทางกายวิภาคของฟัน และอาจส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุบริเวณใต้ชิ้นงานได้ จึงควรมีการศึกษาเกี่ยวกับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ในระดับความลึกอื่น ๆ ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ และเทคนิคของการฉายแสงแบบอื่น ๆ ในวัสดุกลุ่มนี้เพิ่มเติม นอกจากนี้ยังมีปัจจัยเรื่องสีที่ส่งผลต่อความโปร่งแสงของวัสดุ[39] ซึ่งในการศึกษานี้ไม่ได้นำปัจจัยนี้มาวิเคราะห์ จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับผลของสีวัสดุต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ต่อไป

จากการศึกษานี้พบว่าความโปร่งแสงที่ลดลงของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง มีความสัมพันธ์กับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุ โดยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ที่มีความโปร่งแสงลดลง ได้แก่ วัสดุกลุ่ม Filtek™ One Bulk Fill และกลุ่ม SonicFill™ 2 จะมี

ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ลดลงโดยต่ำกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมที่ 4 มิลลิเมตร และมีระดับความลึกในการบ่มตัวที่น้อยกว่า 4 มิลลิเมตร ซึ่งน้อยกว่าที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ ดังนั้นจึงไม่ควรพิจารณาใช้งานในโพรงฟันที่มีความลึกมากกว่าหรือเท่ากับ 4 มิลลิเมตร หรือควรพิจารณาฉายแสงเพิ่มเติมจากที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ เพื่อให้วัสดุเกิดการบ่มตัวในระดับที่เหมาะสม[40] จากการศึกษานี้พบว่ามีเพียงกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill ที่มีความโปร่งแสงมากที่สุด มีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร จึงสามารถพิจารณาเลือกใช้ในโพรงฟันที่มีความลึก 4 มิลลิเมตรได้ เมื่อทำการฉายแสงที่ความเข้มแสง 1200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรเป็นเวลา 20 วินาที โดยวัสดุที่มีอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณใต้วัสดุต่อบริเวณพื้นผิววัสดุที่มากนี้ จะช่วยลดการคงเหลืออยู่ของมอนอเมอร์ที่มากเกินไปจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชั่นที่ไม่สมบูรณ์ ซึ่งสามารถส่งผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพ คุณสมบัติเชิงกล คุณสมบัติทางชีวภาพ และอายุการใช้งานของวัสดุ[9,10] อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาความแข็งผิวระดับจุลภาคบริเวณพื้นผิววัสดุพบว่าวัสดุกลุ่มนี้มีความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ดังนั้นในการเลือกใช้งานบริเวณด้านบดเคี้ยว จึงแนะนำให้มีการปิดทับวัสดุด้านบนด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม โดยนอกจากจะเป็นการทำให้วัสดุบูรณะมีความใสที่ลดลงแล้วยังเพิ่มความแข็งผิวได้อีกด้วย[41]

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการนี้ พบว่า การลดความโปร่งแสงของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง สัมพันธ์กับปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และระดับความลึกในการบ่มตัวของวัสดุ โดยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ที่มีความโปร่งแสงลดลงจะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ต่ำกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมที่ 4 มิลลิเมตร และมีระดับความลึกในการบ่มตัวที่น้อยกว่า 4 มิลลิเมตร ซึ่งน้อยกว่าที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากงานวิจัยนี้พบว่ามีเพียงกลุ่ม Tetric® N-Ceram Bulk Fill ที่มีระดับความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ที่ 4 มิลลิเมตร อย่างไรก็ตามพบว่าวัสดุกลุ่มนี้มีความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยที่สุด จึงควรพิจารณาให้มีการปิดทับวัสดุด้านบนด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร. สรนันทร์ จันทรางศุ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติในงานวิจัย รวมถึงเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือในงานวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Borgia E, Baron R, Borgia JL. Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. ***J Prosthodont*** 2019; 28(1):e195-203.

2. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. ***J Dent*** 1992; 20(3):183-8.

3. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? ***Dent Mater*** 2008;24(11):1501-5.

4. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. ***Dent Mater*** 2012;28(7):801-9.

5. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. ***Dent Mater*** 2014;30(2):149-54.

6. Elsharkasi MM, Platt JA, Cook NB, Yassen GH, Matis BA. Cuspal Deflection in Premolar Teeth Restored with Bulk-Fill Resin-Based Composite Materials. ***Oper Dent*** 2018;43(1):E1-E9.

7. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. ***Chin J Dent Res*** 2012;15(1):31-5.

8. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. ***Clin Oral Investig*** 2014;18(8):1991-2000.

9. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. ***J Biomed Mater Res*** 1986;20(1):121-31.

10. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. ***J Oral Rehabil*** 1994;21(4):441-52.

11. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. ***Dent Mater*** 2013;29(2):139-56.

12. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Taubock TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. ***Clin Oral Investig*** 2015;19(4):831-40.

13. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. ***Odontology*** 2016;104(3):291-7.

14. Lima RB, Troconis CC, Moreno MB, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. ***J Esthet Restor Dent*** 2018;30(6):492-501.

15. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. ***Oper Dent*** 2015;40(3):E92-101.
16. Yu P, Yap A, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. ***Oper Dent*** 2017; 42(1):82-9.
17. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. ***Int J Prosthodont*** 1995;8(1).
18. Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM, de Araujo EB, Yukimito K, Moraes JC. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. ***J Appl Oral Sci*** 2008; 16(2):145-9.
19. Rueggeberg FA, Hashinger DT, Fairhurst CW. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. ***Dent Mater*** 1990;6(4):241-9.
20. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. ***Dent Mater*** 2013;29(9):e213-7.
21. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. ***Oper Dent*** 2004;29(6):698-704.
22. Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. ***Dent Mater*** 2008;24(9):1243-7.
23. Kim EH, Jung KH, Son SA, Hur B, Kwon YH, Park JK. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. ***Restor Dent Endod*** 2015;40(2):128-35.
24. Chiaraputt S, Limchaikul K, Luxkananukul P, Chaiyo Y. Microhardness and degree of conversion of three bulk fill resin composites in different depth. ***Songklanakarin Dent J*** 2017;5(2):55-63.
25. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. ***J Dent Res*** 1987;66(3):727-30.
26. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. ***J Dent Res*** 1988;67(6):932-7.
27. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. ***Oper Dent*** 2008;33(4):408-12.
28. Rodriguez A, Yaman P, Dennison J, Garcia D. Effect of Light-Curing Exposure Time, Shade, and Thickness on the Depth of Cure of Bulk Fill Composites. ***Oper Dent*** 2017;42(5):505-13.
29. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. ***Oper Dent*** 2014;39(4):374-82.
30. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. ***J Dent Res*** 2008;87(1):84-8.
31. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. ***Dent Mater*** 2007;26(1):38-44.
32. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. ***Dent Mater*** 2009;1;25(12):1564-8.
33. Delgado AJ, Castellanos EM, Sinhoreti M, Oliveira DC, Abdulhameed N, Geraldeli S, Sulaiman TA, Roulet JF. The Use of Different Photoinitiator Systems in Photopolymerizing Resin Cements Through Ceramic Veneers. ***Oper dent*** 2019;44(4):396-404.
34. Oliveira DC, Rocha MG, Correa IC, Correr AB, Ferracane JL, & Sinhoreti MA (2016) The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. ***Dent Mater*** 2016;32(10):1209-17.
35. Moszner N, Zeuner F, Lamparth I, Fischer UK. Benzoylgermanium derivatives as novel visible-light photoinitiators for dental composites. ***Macromol Mater Eng*** 2009;10;294(12):877-86.
36. Kelic K, Matic S, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Microhardness of Bulk-Fill Composite Materials. ***Acta Clin Croat*** 2016;55(4):607-14.
37. Krajangta N, Klaisiri A, Toopsuwan P, Engboonmeskul T, Khosrisut A. Vickers Microhardness Comparison of Bulk Fill Resin Composites in Various Depth. ***J Dent Assoc Thai*** 2014;64(2):59-70.
38. Goncalves F, Campos LMP, Rodrigues-Junior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, *et al.* A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. ***Braz Oral Res*** 2018;32:e17.
39. Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. ***Dent Mater*** 2008;24(9):1236-42.
40. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Milat O, Spajic J, Tarle Z. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. ***Clin Oral Investig*** 2019;23(10):3777-88.
41. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. ***J Dent*** 2014;42(8):993-1000.

Original Article

Comparison of Esthetic Perception of Maxillary Central and Lateral Incisors between Dentists and Laypersons

Pastharee Jarusripat[1], Chalermpol Leevairoj[1], Sirivimol Srisawasdi[2]

[1]Esthetic Restorative and Implant Dentistry Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

Esthetic dental treatment can improve the appearance of a patient. However, esthetic perception of smile discrepancies is different among evaluators. The purpose of this study was to compare esthetic perception between dentists and laypersons by difference of asymmetrical width and length of maxillary central and lateral incisors under 5 and 15 seconds evaluation time. Photos of women were digitally altered by Adobe Photoshop® program to create images with symmetrical and asymmetrical tooth width or length in 0.5 mm increments. Final images were randomly presented on a computer screen using an equal ratio to the actual tooth. Thirty-six dentists and 36 laypersons were asked to rate the attractiveness of those smiles on a numerical rating scale within 5 and 15 seconds of evaluation time. Mann-Whitney U and Wilcoxon Signed-Rank tests demonstrated that there was no statistically significant difference between two different evaluation times. Dentists could detect 0.5 mm narrowing of the central incisor and 1.0 mm of lateral incisor. 1.0 mm and 1.5 mm narrowing of central and lateral incisors were required for laypersons. Both groups could distinguish all levels of asymmetrical length in the central incisor. Laypersons were more tolerant than dentists with the asymmetrical length in the lateral incisor. Overall, dentists were esthetically more critical than laypersons. Both asymmetrical width and length affected smile attractiveness. Asymmetrical length was easily recognized and should be of concern.

Keywords: Anterior teeth, Dental esthetics, Esthetic perception, Incisal length, Incisal width

Received Date: May 3, 2021 **Revised Date:** Jun 8, 2021 **Accepted Date:** Jul 5, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.14

Correspondence to:
Pastharee Jarusripat, Esthetic Restorative and Implant Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 081-482-9932 E-mail: pastharee.jar@gmail.com

Introduction

Facial appearance plays a significant role in a person's attractiveness[1] impacting an individual's perception of life.[2] The appearance of a face is affected by many components, including eyebrows, eyes, nose, lips, and teeth.[3] However, the eyes and a smile are the most important features which affect human individuality.[4] In recent years, esthetic dental treatment has become popular. Patients seek dental treatment because their teeth and

smiles are critical factors of facial attractiveness.[5] Maxillary anterior teeth directly affect a pleasant smile.[6,7] Patients require for their teeth to be not only be better functioning but also higher in esthetics.[8] The changing of patient's requirements affect the consequences of dental treatment.[9] Therefore, dentists must understand the esthetic objective of patients before providing a dental treatment plan.[8] In addition, when the final outcome of treatment in the esthetic zone could not be achieved fully, it is vital to determine whether or not the patient would be able to accept the less than ideal outcomes.

Dental anomalies caused by heredity and the environment are commonly found.[10,11] Abnormality in tooth number, size, shape, and structure can cause an unesthetic smile.[12,13] Microdontia, a smaller size of tooth than normal, is one of the most common dental anomalies observed among patients.[14,15] Truly generalized microdontia is rare.[13,16] More often, microdontia is found in the upper anterior teeth, mostly lateral incisors, called peg-shaped lateral incisors.[13,16,17] To correct this condition, direct and indirect restorations are used to adjust the tooth shape and the tooth length.[18] When the position of the tooth is not proper, orthodontic treatment may be needed prior to restoration.[16] However, in terms of esthetics, an asymmetrical width or length of the tooth may often be a result of treatment, and some width and length asymmetries might even be acceptable. Therefore, orthodontic treatment may be sometimes unnecessary.

Esthetic perception of smile discrepancies is different among general dentists, specialist dentists, and laypersons. Several studies reported that dentists were more sensitive in the perception of smile esthetics than laypersons.[19-25] The most and the least attractive smiles were different depending on the evaluators implying that dentists' perspectives may differ from that of patients. As a result, the perceptions and expectations of patients always impact the dental treatment plan. Although symmetry with a good ratio and proper shape of anterior teeth were essential, laypersons could not detect some discrepancies.[24] If defects of the anterior teeth, such as asymmetrical size, are not recognized, they may not need a correction and vice versa. However, if any improper tooth position leads to an unacceptable outcome, those problems should be corrected before a restoration. A multidisciplinary orthodontic and restorative approach could help obtain better results for future restoration.[26]

Since esthetic dental treatment can improve the appearance of a patient, dentists have to understand the patient's expectations from the patient's perspective to achieve the best outcome of esthetic dental treatment.[23] From literature, esthetic preference of tooth shape, tooth length, incisal edge level, and level of gingival margin have been evaluated. However, the influence of asymmetrical width and length harmony of the anterior teeth is still unclear. Moreover, there have been no studies regarding the influence of time of evaluation on esthetic perception in literature. Therefore, the esthetic perception relating to the asymmetrical width of the maxillary incisor and the harmony of length of the maxillary incisors with the time of evaluation was studied in the present study. The numerical rating scale was used as a measuring method.

The objective of the present study was to compare esthetic perception between dentists and laypersons by the difference of asymmetrical width and length discrepancies of maxillary central and lateral incisors under two different times of evaluation (5 and 15 seconds). The study outcome can be used as a guideline for planning esthetic dental treatment because the restoration may not be performed if the defects of anterior teeth are not spotted as an unesthetic smile by patients. Moreover, if the results of a dental treatment is an asymmetrical restoration, it may be unnecessary to do a correction when it is acceptable.

Materials and Methods

This study was approved by the ethical committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Thailand (approval number: HREC-DCU 2020-022). Pilot study data was used to calculate the sample size and the reliability of a numerical rating scale (NRS). There were two groups of evaluators: dentists and laypersons, with 36

participants in each group. Cronbach's alpha of NRS was 0.887. Information about the present study was given to the participants. Volunteer evaluators were selected with equal sex in each group. Selected dentists, who were 25 to 45 years old, must have at least one year of dental practice experience. Laypersons with the same age range must not have had any background experience as a dental profession.

Photographs of two adult women were taken by the same operator using a digital camera (D7200 DSLR, Nikon) mounted on a tripod. The photos were processed using an Adobe Photoshop® program (Adobe Systems Inc, San Jose, CA, USA). They were cropped from the base of the nose to above the chin area to remove other factors.[19,21,24,25,27-29] They were retouched to adjust color, brightness, contrast, and discolored lips and skin. Then, the selected photos were edited to produce a mirror image (left to right side). Maxillary right central and lateral incisors were used as the reference width and length of the original tooth. The images were altered to produce four levels of asymmetrical width, including 0 mm (control), 0.5 mm narrower, 1.0 mm narrower, 1.5 mm narrower, and 2 mm narrower of the maxillary left central and the lateral incisor (Fig. 1). Moreover, the images were altered to create four levels of the asymmetrical length of the maxillary left central and the lateral incisor, 0 mm (control), 0.5 mm shorter, 1.0 mm shorter, 0.5 mm longer, and 1.0 mm longer (Fig. 2). Each image consisted of only one condition on the maxillary left central or lateral incisor without altering the adjacent teeth.

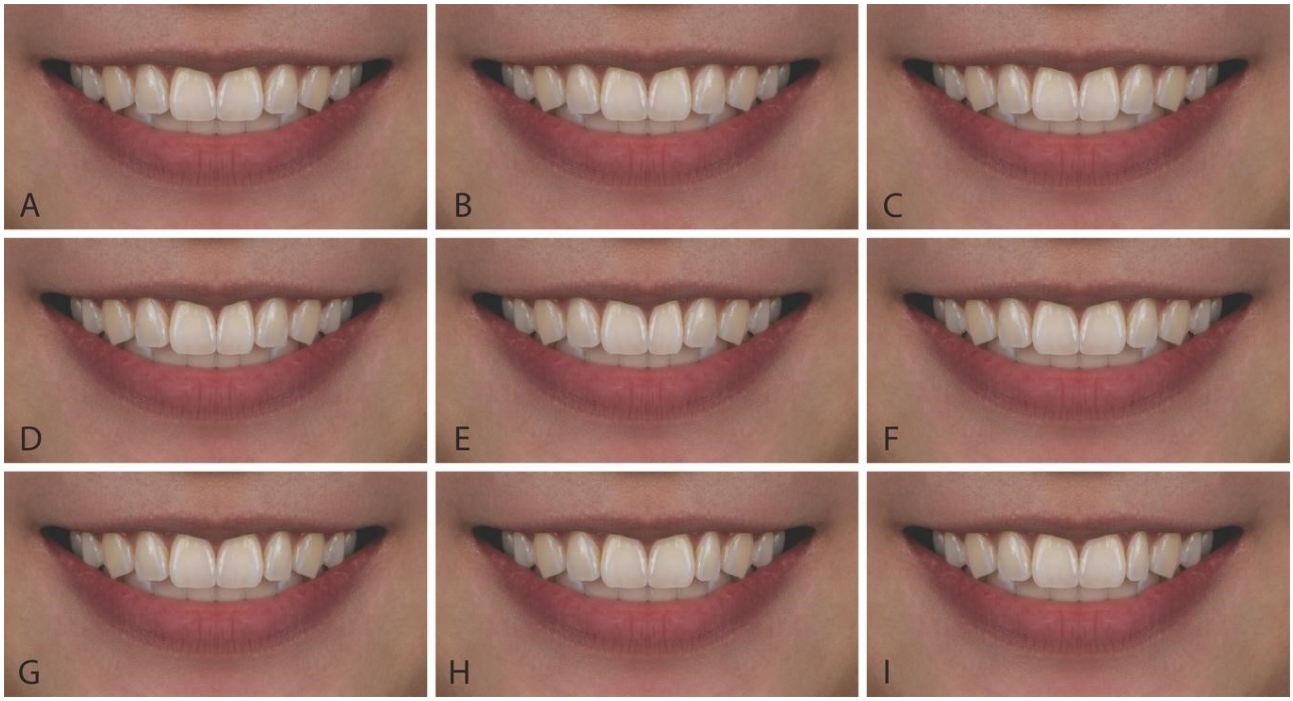


Figure 1 *The narrowing width of maxillary left incisors in 0.5 mm increments: A, control; B, 0.5 mm, central incisor; C, 1.0 mm, central incisor; D, 1.5 mm, central incisor; E, 2.0 mm, central incisor; F, 0.5 mm, lateral incisor; G, 1.0 mm, lateral incisor; H, 1.5 mm, lateral incisor; I, 2.0 mm, lateral incisor*

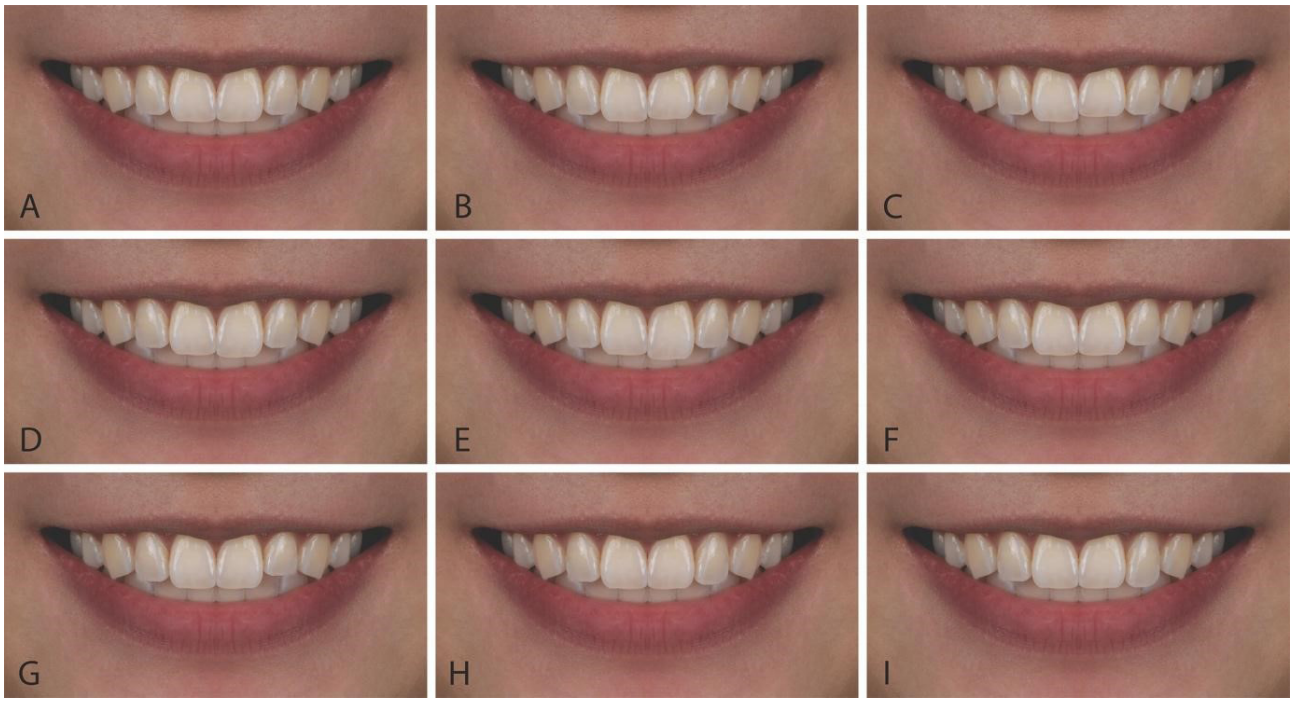


Figure 2 *The altered length of maxillary left incisors in 0.5 mm increments: A, control; B, -0.5 mm, central incisor; C, -1.0 mm, central incisor; D, +0.5 mm, central incisor; E, +1.0 mm, central incisor; F, -0.5 mm, lateral incisor; G, -1.0 mm, lateral incisor; H, +0.5 mm, lateral incisor; I, +1.0 mm, lateral incisor*

The first adult woman's processed photos were presented with equal size to the actual tooth as an orientation to evaluators. The images were presented on a computer (MacBook Air, Apple Inc.) using the Keynote program (v9.2.1, Apple Inc.). Evaluators were given the esthetic terms used in the present study, which included symmetrical width and harmony of the length of the maxillary incisors. The photos of the second adult woman were then presented to evaluators with the same computer screen setting, including the highest brightness of the screen, the same distance from the participants, and in the same environment. Only one photo was on each page of the presentation. There were a total of eighteen altered images.

Validity of the questionnaire was tested by three experts using an index of consistency (IOC) to ensure that the questions met the study's objectives. The IOC was greater than 0.5, showing sufficient consistency. The questionnaire consisted of eleven points - a numerical rating scale was given to evaluators. The NRS scale consisted of 0 to 10 for scoring the esthetic perception of the image; with 0 indicated as "very unattractive" and 10 as "very attractive". The presentation was divided into two parts. The first part was the images with asymmetrical width of the maxillary incisors. The second part was the images with the alterations of the length of the maxillary incisors. In each part, the images were presented in random order with a slide transition set automatically with Keynote tools. Evaluators were instructed to consider each image for five seconds. Then there was another five seconds for making a mark on the numeric scale to define its attractiveness. Between the first and second parts of the presentation, the evaluators were allowed a break for ten minutes. After two weeks, evaluators were recalled to repeat the evaluation. The presentation was presented under the same conditions and environment. For this time, the evaluators had 15 seconds for considering each image and five seconds for selecting a score.

All scores were collected, and data were statistically analyzed with SPSS 22.0 software (Statistical Package for Social Science; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The normality assumption was tested by the Shapiro-Wilk test. The Mann-Whitney U test was used to compare the differences of

scores rated by dentists and laypersons. Furthermore, to compare differences of scores between 5 and 15 seconds of evaluation and between each level of asymmetries of the image, the Wilcoxon Signed-Rank test was used. The level of significance was established at 5 %.

Results

The data were not normally distributed ($P < 0.05$). Therefore, descriptive statistics were reported as median and interquartile ranges of the scores. In the present study, 72 participants consisted of 36 dentists (50 %) and 36 laypersons (50 %), with an equal number of males and females in each group. The mean age for the dentists group was 27.78 years and 31.03 years for the laypersons group. When comparing different evaluation times, (Fig. 3 and 4), dentists rated each image with asymmetrical width with no statistically significant difference between 5 and 15 seconds in most situations. For laypersons, they assigned the statistically significant difference of score between 5 and 15 seconds of evaluation time on a smile with symmetrical (control) and slightly asymmetrical width of maxillary incisors (central -0.5 mm narrower, lateral -0.5 mm narrower). However, no statistically significant difference was found between different evaluation times on each image with the asymmetrical length of maxillary incisors in dentists and laypersons groups.

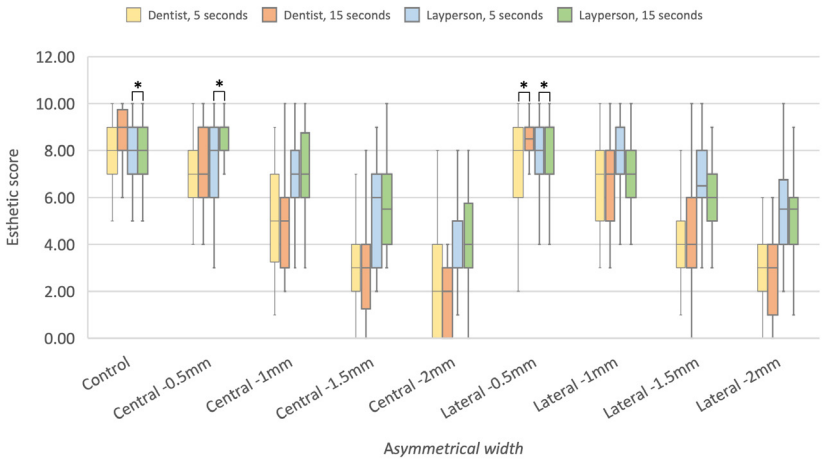


Figure 3 *Esthetic scores of images with asymmetrical width of maxillary incisors rated by dentists and laypersons in 5 and 15 seconds of evaluation. The box represents the median ± 25 percentile values, and the vertical bar indicates the minimum and maximum values. The Asterisk (*) represents statistically significant difference (p<0.05) between 5 and 15 seconds*

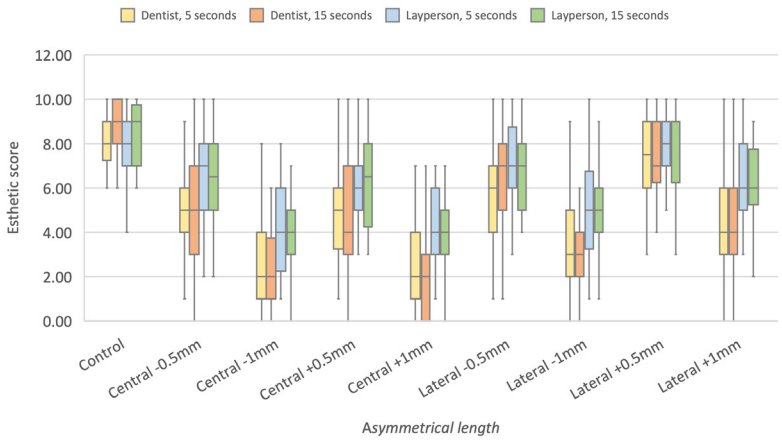


Figure 4 *Esthetic scores of images with asymmetrical length of maxillary incisors rated by dentists and laypersons in 5 and 15 seconds of evaluation. The box represents the median ± 25 percentile values, and the vertical bar indicates the minimum and maximum values. There is no statistically significant difference (p<0.05) between 5 and 15 seconds on each image with the asymmetrical length of maxillary incisors in dentists and laypersons groups*

Comparison of the smiles with symmetrical and asymmetrical width of maxillary incisors in both 5 and 15 seconds of evaluation time, Tables 1 and 2, dentists rated as the most attractive smiles when maxillary incisors were symmetrical (median 8.0 and 9.0, respectively) and 0.5 mm narrower than the width of the contralateral lateral incisor (median 8.0 and 8.5, respectively). The most unattractive smiles were given to the smiles with an asymmetrical width of 2.0 mm of the central incisor (median 2.0 and 2.0, respectively) in the dentists' opinion. Laypersons gave the highest score to the control image (median 8.0), 0.5 mm narrowing of the central incisor (median 8.0), 0.5 mm, and 1.0 mm narrowing of lateral incisor (median 8.0) when the time of evaluation was 5 seconds. Similar results were found when the time of evaluation was 15 seconds. Laypersons gave the highest score to the control image (median 8.0), 0.5 mm narrowing of the central incisor (median 9.0), and 0.5 mm narrowing of the lateral incisor (median 9.0). According to laypersons, the lowest scores were assigned to smiles with an asymmetrical width of 2.0 mm of central incisor in both 5 and 15 seconds of evaluation times (median 5.0 and 4.0, respectively).

Table 1 *Median and interquartile range of esthetic scores of images with asymmetrical width of maxillary incisors in 5 seconds of evaluation time*

Variables	Dentists			Laypersons			Intergroup comparison
	Median	IQR	Intragroup comparison*	Median	IQR	Intragroup comparison*	
Control	8.0	9.0-7.0	A	8.0	9.0-7.0	A	
Central -0.5 mm narrower	7.0	8.0-6.0	B, C	8.0	9.0-6.0	A	
Central -1.0 mm narrower	5.0	7.0-3.2	D	7.0	8.0-6.0	B	**
Central -1.5 mm narrower	3.0	4.0-2.0	E	6.0	7.0-3.0	C	**
Central -2.0 mm narrower	2.0	4.0-0.0	F	5.0	5.0-3.0	E	**
Lateral -0.5 mm narrower	8.0	9.0-6.0	A, B	8.0	9.0-7.0	A	
Lateral -1.0 mm narrower	7.0	8.0-5.0	C	8.0	9.0-7.0	A	**
Lateral -1.5 mm narrower	4.0	5.0-3.0	D	6.5	8.0-6.0	B	**
Lateral -2.0 mm narrower	3.0	4.0-2.0	E	5.5	6.7-4.0	C	**

IQR, Interquartile range

** Variables with the same letter in the same column mean no statistically significant difference (p<0.05)*

*** statistically significant difference between groups of evaluators (p<0.05)*

Table 2 *Median and interquartile range of esthetic scores of images with asymmetrical width of maxillary incisors in 15 seconds of evaluation time*

Variables	Dentists			Laypersons			Intergroup comparison
	Median	IQR	Intragroup comparison*	Median	IQR	Intragroup comparison*	
Control	9.0	9.7-8.0	A	8.0	9.0-7.0	A	
Central -0.5 mm narrower	7.0	9.0-6.0	B	9.0	9.0-8.0	A	**
Central -1.0 mm narrower	5.0	6.0-3.0	C	7.0	8.7-6.0	B	**
Central -1.5 mm narrower	3.0	4.0-1.2	D	5.5	7.0-4.0	C, D	**
Central -2.0 mm narrower	2.0	3.0-0.0	E	4.0	5.7-3.0	E	**
Lateral -0.5 mm narrower	8.5	9.0-8.0	A	9.0	9.0-7.0	A	
Lateral -1.0 mm narrower	7.0	8.0-5.0	F	7.0	8.0-6.0	B	
Lateral -1.5 mm narrower	4.0	6.0-3.0	C	6.0	7.0-5.0	C	**
Lateral -2.0 mm narrower	3.0	4.0-1.0	D	5.5	6.0-4.0	D	**

IQR, Interquartile range

** Variables with the same letter in the same column mean no statistically significant difference (p<0.05)*

*** statistically significant difference between groups of evaluators (p<0.05)*

Assessment of smiles with the symmetrical and asymmetrical length of maxillary incisors in both 5 and 15 seconds of evaluation time according to Tables 3 and 4, dentists gave the highest score to the control image in which length of maxillary incisor was symmetrical with contralateral incisor (median 8.0 and 9.0, respectively). They also gave the lowest scores to images in which the maxillary central incisor was 1.0 mm shorter or longer than the length of the contralateral central incisor (median 2.0 and 2.0, respectively). In laypersons' opinion, with two evaluation times of 5 and 15 seconds, the most attractive smiles were assigned to the control image (median 8.0 and 9.0, respectively) and a 0.5 mm longer length of the lateral incisor (median 8.0 and 9.0, respectively). Laypersons ranked as the most unattractive smiles where the maxillary central incisor was 1.0 mm shorter or longer than the contralateral central incisor's length in both evaluation time differences (median 4.0 and 4.0, respectively).

Table 3 *Median and interquartile range of esthetic scores of images with asymmetrical length of maxillary incisors in 5 seconds of evaluation time*

Variables	Dentists			Laypersons			Intergroup comparison
	Median	IQR	Intragroup comparison*	Median	IQR	Intragroup comparison*	
Control	8.0	9.0-7.2	A	8.0	9.0-7.0	A	
Central -0.5 mm shorter	5.0	6.0-4.0	B, C	7.0	8.0-5.0	B, C	**
Central -1.0 mm shorter	2.0	4.0-1.0	D	4.0	6.0-2.2	D	**
Central +0.5 mm longer	5.0	6.0-3.2	B	6.0	7.0-5.0	E	**
Central +1.0 mm longer	2.0	4.0-1.0	D	4.0	6.0-3.0	D	**
Lateral -0.5 mm shorter	6.0	7.0-4.0	C	7.0	8.7-6.0	B	**
Lateral -1.0 mm shorter	3.0	5.0-2.0	E	5.0	6.7-3.2	F	**
Lateral +0.5 mm longer	7.5	9.0-6.0	F	8.0	9.0-7.0	A	
Lateral +1.0 mm longer	4.0	6.0-3.0	B	6.0	8.0-5.0	C, E	**

IQR, Interquartile range

** Variables with the same letter in the same column mean no statistically significant difference (p<0.05)*

*** statistically significant difference between groups of evaluators (p<0.05)*

Table 4 *Median and interquartile range of esthetic scores of images with asymmetrical length of maxillary incisors in 15 seconds of evaluation*

Variables	Dentists			Laypersons			Intergroup comparison
	Median	IQR	Intragroup comparison*	Median	IQR	Intragroup comparison*	
Control	9.0	10.0-8.0	A	9.0	9.7-7.0	A	
Central -0.5 mm shorter	5.0	7.0-3.0	B	6.5	8.0-5.0	B	**
Central -1.0 mm shorter	2.0	3.7-1.0	C	4.0	5.0-3.0	C	**
Central +0.5 mm longer	4.0	7.0-3.0	B	6.5	8.0-4.2	D	**
Central +1.0 mm longer	2.0	3.0-0	C	4.0	5.0-3.0	C	**
Lateral -0.5 mm shorter	7.0	8.0-5.0	D	7.0	8.0-5.0	D	
Lateral -1.0 mm shorter	3.0	4.0-2.0	E	5.0	6.0-4.0	E	**
Lateral +0.5 mm longer	7.0	9.0-6.2	F	9.0	9.0-6.2	F	
Lateral +1.0 mm longer	4.0	6.0-3.0	B	6.0	7.75-5.2	B, D	**

IQR, Interquartile range

** Variables with the same letter in the same column mean no statistically significant difference (p<0.05)*

*** statistically significant difference between groups of evaluators (p<0.05)*

In general, dentists and laypersons had no statistically significant difference of perception to control when maxillary incisors had symmetrical width and length. On the other hand, statistically significant differences of perception between dentists and laypersons were found in most situations when an asymmetrical width or length occurred. The esthetic scores rated by dentists were commonly lower than laypersons for any alterations of width and length of maxillary incisors.

When comparing the esthetic perception of participants between symmetrical and all levels of asymmetrical width and length discrepancies, the threshold level with the lowest level of noticeable discrepancies was reported in table 5. The alteration of 0.5 mm narrowing width of unilateral central incisor and 1.0 mm narrowing width of unilateral lateral incisor were required for dentists to detect those discrepancies. The narrowing width of unilateral central and lateral incisor for laypersons to distinguish from the control image was 1.0 mm and 1.5 mm, respectively. Moreover, dentists could detect crown length discrepancies when the unilateral central and lateral incisors were 0.5 mm longer or shorter than the contralateral incisors. Laypersons could detect changes in the unilateral central incisors at the same level as dentists. However, they could detect the unilateral lateral incisor changes when it was 1.0 longer or 0.5 mm shorter than the contralateral lateral incisor. The overall results showed that dentists were more rigorous than laypersons when evaluating the asymmetrical crown width and length of maxillary incisors.

Table 5 *Threshold levels of significant difference*

	Dentists	Laypersons
Crown width	Central -0.5 mm narrower	Central -1.0 mm narrower
	Lateral -1.0 mm narrower	Lateral -1.5 mm narrower
Crown length	Central +0.5 mm longer, -0.5 mm shorter	Central +0.5 mm longer, -0.5 mm shorter
	Lateral +0.5 mm longer, -0.5 mm shorter	Lateral +1.0 mm longer, -0.5 mm shorter

Discussion

In the present study, participants were selected as an equal number of males and females to exclude factors from sex in each group, as described in a previous study[20], which found that in most situations, women provided slightly higher ratings for discrepancies in anterior teeth. Furthermore, as reported in the literature,[19,21,30,31] there were no statistically significant differences between the assessment of full-face and close-up view images. Thus, the computer-manipulated images used in this study were only in close-up view.

From the result, no statistically significant difference of scores for each image rated between 5 and 15 seconds of evaluation time was found in most situations of width discrepancies. From nine images of alterations, there was only one image that dentists gave a statistically significantly different score and three images in the laypersons' group. This finding showed that dentists were more precise than laypersons in evaluating the asymmetrical width of maxillary incisors. Nonetheless, there was no statistically significant difference between two different evaluation times when both dentists and laypersons rated unilateral crown length discrepancies.

Because central incisors are the dominant teeth in the esthetic zone,[25,32,33] the asymmetrical widths of the central incisor could be recognized by dentists at 0.5 mm and laypersons at 1.0 mm. These thresholds were lower than in the lateral incisor. This finding corroborates with several studies [19,29,30] that alterations in the central incisors were more easily detected than those in the lateral incisors. In 2006, Kokich *et al.*[20] reported that dentists and laypersons could not detect asymmetrical width of the lateral incisors until the discrepancies reached 2.0 mm. In contrast, our

findings showed that dentists could distinguish a 1.0 mm asymmetrical width of lateral incisor whereas laypersons could at 1.5 mm. In addition, when laypersons had more evaluation time, they performed better at detecting a 1.0 mm asymmetrical width of the lateral incisor. The difference in results may be due to a different method of image manipulation. In this study, the alterations of the width of the maxillary incisor were produced without changing the size of adjacent teeth, therefore those images may be more easily detected than images in previous study.[20]

Asymmetrical length of the central incisors could be noticed by all participants even if there was only a 0.5 mm difference, similar to findings in other studies.[29,30] However, laypersons in this study could detect the asymmetrical length of lateral incisor at 0.5 mm shorter, in which a similar finding was shown for the central incisor. This result differs from that found by Machado *et al.*[29] and Ribeiro *et al.*[30] They reported that asymmetrical lengths of the lateral incisors were more acceptable than in central incisors by a group of laypersons. Moreover, when compared with the study by Menezes *et al.*[19] who investigated the influence of the vertical position of maxillary central incisors, the results of this study confirmed that unilateral discrepancies in the esthetic zone were more distinguishable than bilateral discrepancies, as stated by Kokich *et al.*[20]

The different perceptions of dentists and laypersons in this study supported Machado *et al.*[25,29] and Menezes *et al.*[19] who hypothesized that an ideal smile could clearly be detected as an attractive smile by all groups of evaluators. However, when those smiles had any alterations, dentists and laypersons had different perceptions. The results of this study showed that both groups of raters were not statistically significantly different for the control and slightly altered images. Dentists were more critical and generally gave lower scores than laypersons, as previously reported in the literature.[19,21,29,30] Moreover, in this present investigation, the results showed a significant importance of the length of maxillary incisors, corroborating with previous results.[25] Asymmetrical length in the esthetic zone tended to have more influence on esthetic perception than the asymmetrical width of incisors since it was easily recognized by laypersons. Therefore, the asymmetrical length in maxillary incisors should be corrected by restoration or orthodontic treatment. However, if the unilateral crown length discrepancies were caused by the alteration of the gingival margin, a large amount of thresholds was found until it was detected[25] as a gingival margin asymmetry up to 1.5-2 mm had been considered to be acceptable for laypersons, and no further treatments were suggested as previously mentioned in literature.[20]

From a clinical standpoint, although these results can be used as a guideline for dentists to design treatment for any anterior teeth discrepancies, dentists should discuss this with their patients before making any decisions to prevent overtreatments. Furthermore, dentists must give patients enough time to thoroughly evaluate their esthetic concerns, because more evaluation time showed a better perception from laypersons. However, the images in this study were manipulated from only two women, and only two groups of evaluators, this information should be cautiously used with individual patients because esthetic perception is subjective. Further studies with larger and diverse samples should be applied alongside this study for better evaluation of esthetically sensitive cases.

Conclusion

Within the limitations of the present study, from the dentists' standpoint, the most attractive images were symmetrical smiles, and a smile with 0.5 mm narrowing effect of the width of the lateral incisor was acceptable.For laypersons, the most attractive images were symmetrical smiles, and those with an asymmetrical width of 0.5 mm of central and 0.5, 1.0 mm of the lateral incisors could not be differentiated. In general, dentists and laypersons had a statistically significant difference in esthetic perception. Dentists were more critical and gave lower scores than laypersons. In most situations, there was no statistically significant difference between 5 and 15 seconds of evaluation time. However, when the unilateral crown width of a lateral

incisor was narrowed by 1.0 mm and the unilateral crown length of a lateral incisor was lengthened by 0.5 mm, more evaluation time could lead to a better esthetic perception for laypersons.

Acknowledgement

The authors sincerely thank Associate Professor Dr. Soranun Chantarangsu for providing statistical consultation of this research.

References

1. Vallittu PK, Vallittu AS, VP. L. Dental aesthetics—a survey of attitudes in different groups of patients. ***J Dent*** 1996;24(5):335-8.

2. Li Cao, Ke Zhang, Ding Bai, Yan Jing, Ye Tian, Yongwen Guo. Effect of maxillary incisor labiolingual inclination and anteroposterior position on smiling profile esthetics. ***Angle Orthod*** 2011;81(1):121-9.

3. Tatarunaite E, Playle R, Hood K, Shaw W, Richmond S. Facial attractiveness: a longitudinal study. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2005;127(6):676-82.

4. Baldwin DC. Appearance and aesthetics in oral health. ***Community Dent Oral Epidemiol*** 1980;8(5):244-56.

5. Manevska I, Pavlic A, Katic V, Zrinski MT, Drevensek M, Spalj S. Satisfaction with facial profile aesthetics: are norms overrated? ***Int J Oral Maxillofac Surg*** 2018;47(1):72-8.

6. Krishnan V, Daniel ST, Lazar D, Asok A. Characterization of posed smile by using visual analog scale, smile arc, buccal corridor measures, and modified smile index. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2008; 133(4):515-23.

7. Liao P, Fan Y, Nathanson D. Evaluation of maxillary anterior teeth width: A systematic review. ***J Prosthet Dent*** 2019;122(3):275-81.

8. Samorodnitzky-Naveh GR, Geiger SB, Levin L. Patients' satisfaction with dental esthetics. ***J Am Dent Assoc*** 2007;138(6):805-8.

9. Akarslan ZZ, Sadik B, Erten H, Karabulut E. Dental esthetic satisfaction, received and desired dental treatments for improvement of esthetics. Indian ***J Dent Res*** 2009;20(2):195-200.

10. Laganà G, Venza N, Borzabadi-Farahani A, Fabi F, Danesi C, Cozza P. Dental anomalies: prevalence and associations between them in a large sample of non-orthodontic subjects, a cross-sectional study. ***BMC Oral Health*** 2017;17(1):62.

11. Roslan AA, Ab Rahman N, Alam MK. Dental anomalies and their treatment modalities/planning in orthodontic patients. ***J Orthod Sci*** 2018;7.

12. Guttal KS, Naikmasur VG, Bhargava P, Bathi RJ. Frequency of Developmental Dental Anomalies in the Indian Population. ***Eur J Dent*** 2010;4:263-9.

13. Fekonja A. Prevalence of dental developmental anomalies of permanent teeth in children and their influence on esthetics. ***J Esthet Restor Dent*** 2017;29(4):276-83.

14. Ledesma-Montes C, Jiménez-Farfán MD, JC H-G. Dental developmental alterations in patients with dilacerated teeth. ***Med Oral Patol Oral Cir Bucal*** 2019;24(1):e8-e11.

15. Bozkaya E, Bavbek NC, B U. New perspective for evaluation of tooth widths in patients with missing or peg-shaped maxillary lateral incisors: Quadrant analysis. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2018;154(6):820-8.

16. Laverty DP, Thomas MB. The restorative management of microdontia. ***Br Dent J*** 2016;221(4):160-6.

17. Hua F, He H, Ngan P, Bouzid W. Prevalence of peg-shaped maxillary permanent lateral incisors: A meta-analysis. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2013;144(1):97-109.

18. Ittipuriphat I, Leevailoj C. Anterior space management: interdisciplinary concepts. ***J Esthet Restor Dent*** 2013;25(1):16-30.

19. Menezes EB, Bittencourt MA, Machado AW. Do different vertical positions of maxillary central incisors influence smile esthetics perception? ***Dental Press J Orthod*** 2017;22(2):95-105.

20. Kokich VO, Kokich VG, Kiyak HA. Perceptions of dental professionals and laypersons to altered dental esthetics: asymmetric and symmetric situations. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2006;130(2):141-51.

21. Correa BD, Bittencourt MA, Machado AW. Influence of maxillary canine gingival margin asymmetries on the perception of smile esthetics among orthodontists and laypersons. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2014;145(1):55-63.

22. Sobral MC, Crusoé-Rebello IM, Machado AW. Does the presence of maxillary central incisor edge asymmetry influence the perception of dentofacial esthetics in video analysis? ***Angle Orthod*** 2019;89(5):775-80.

23. Mora MG, Vera Serna ME, A FL. Perception of smile aesthetics by dental specialists and patients. ***Revista Mexicana de Ortodoncia*** 2015;3(1):13-21.

24. Pinho S, Ciriaco C, Faber J, Lenza MA. Impact of dental asymmetries on the perception of smile esthetics. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2007;132(6):748-53.

25. Machado AW, McComb RW, Moon W, Gandini Jr LG. Influence of the vertical position of maxillary central incisors on the perception of smile esthetics among orthodontists and laypersons. ***J Esthet Restor Dent*** 2013;25(6):392-401.

26. Da Cunha LF, Gaiao U, Silva RC, Gonzaga CC, Correr GM. Cosmetic Remodeling of the Smile: Combining Composite Resin and Ceramics over Teeth and Implants. ***Case Rep Dent*** 2017;2017.

27. Kokich Jr VO, Asuman Kiyak H, PA S. Comparing the Perception of Dentists and Lay People to Altered Dental Esthetics. ***J Esthet Restor Dent*** 1999;11(6):311-24.

28. Machado AW, Moon W, Campos E, Gandini Jr LG. Influence of spacing in the upper lateral incisor area on the perception of smile esthetics among orthodontists and laypersons. ***J World Fed Orthod*** 2013;2(4):e169-74.
29. Machado AW, Moon W, Gandini LG, Jr. Influence of maxillary incisor edge asymmetries on the perception of smile esthetics among orthodontists and laypersons. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2013;143(5):658-64.
30. Ribeiro JB, Figueiredo BA, Machado AW. Does the presence of unilateral maxillary incisor edge asymmetries influence the perception of smile esthetics? ***J Esthet Restor Dent*** 2017;29(4):291-7.
31. Nascimento DC, Santos ER, Machado AW, Bittencourt MA. Influence of buccal corridor dimension on smile esthetics. Dental ***Press J Orthod*** 2012;17(5):145-50.
32. Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. ***J Prosthet Dent*** 1973;29(4):358-82.
33. Machado AW. 10 commandments of smile esthetics. ***Dental Press J Orthod*** 2014;19(4):136-57.

Original Article

Retention Force and Wear Characteristic of Ball and O-ring Attachment of RetenDent Mini-implant Overdenture System

Thanakorn Thimkam[1], Pravej Serichetaphongse[1]

[1]Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The purpose of this experimental study was to evaluate wear characteristics and retention force of the RetenDent mini-implant overdenture system (Chulalongkorn product) after the insertion-removal fatigue test. One-piece mini-implants attachment system for overdenture, Osstem MS denture® type implant (OSSTEM, Germany GmbH), and RetenDent mini-implant were tested. All samples were subjected to repeated insertion and removal fatigue cycles by a universal testing machine (E1000, INSTRON Instrument, England). Subjected fatigue cycles were 5500 with 1.00Hz frequency to mimic a 5-year insertion and removal three times per day. The retention force was measured by separating the O-ring from the abutment and recorded with the universal tester (EZ-SX, SHIMADZU, Japan). The retention force was measured six times, at baseline and the end of 1100, 2200, 3300, 4400, and 5500 cycles. These represent each year of use. After fatiguing, the mini-implant ball abutments were examined with a stereomicroscope (SZ61 OLYMPUS, Japan). The result showed a mean retention force of 6.65±0.24N for the RetenDent group and 6.84±0.24N for the Osstem group, which were not statistically different. The two attachment systems had no significant effect on retention force. However, the fatigue cycles alone and the interaction between the attachment system and fatigue cycles had significant effects on retention force. The retention of the RetenDent group was significantly higher at baseline (10.96±1.78N) and after 1,100 cycles (8.73±1.23N) compared to the Osstem group (6.50±0.88N and 6.66±1.27N). There was no statistical difference at 2200 cycles. The retention of the Osstem group became significantly higher after 3300, 4400, and 5500 cycles (6.86±1.07N, 7.06±0.997N, 6.997±1.02N) compared to the RetenDent group (5.04±1.19N, 4.49±1.26N, 3.88±1.44N). In conclusion, the RetenDent and the MS denture® mini-implant attachment system provided a similar retention force at higher than the minimum recommended for overdenture. There was no wear on the ball abutment of both groups under the stereomicroscope after 5,500 fatigue cycles.

Keywords: Attachment, Ball, Fatigue, Mini implant, O-ring, Overdenture, Retention force, Wear

Received Date: Apr 26, 2021 **Revised Date:** May 21, 2021 **Accepted Date:** Jul 15, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.15

Correspondence to:
Thanakorn Thimkam, Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Pathumwan, Bangkok, 10300 Thailand. Tel: 084-044-0426 E-mail: Thanakornthim@gmail.com

Introduction

The Thai community had been steadily transitioning to an elderly society. As reported in 2017, the Thai elderly population was 11 million from a total of 65.5 million Thais. This was approximately 17 % of the total population, ranking second among all ASEAN member countries and projected to be more than 26.6 % of the total population in 2030.[1,2] A survey taken in 2017 in Thailand had shown that only 23 % of the elderly population were wearing a denture.[1] This left 8.47 million elders with untreated edentulism.

Complete edentulism and tooth loss have been correlated to a multitude of systemic comorbid conditions. Also, patients with edentulism are at risk of reduced nutritional intake and increased risk of obesity.[3] In Thailand, the royal complete denture project had shown positive impacts on the quality of life of older Thai people and their oral health.[4] Prosthetic options for patients presented with complete edentulous ridge include a conventional complete denture, implant-supported prosthesis, and implant-retained prosthesis. These options differ in terms of cost, maintenance, denture stability and retention, and patient satisfaction toward the denture. Interestingly, some patients have had difficulty adapting to conventional dentures, even with proper tissue support and good denture quality.[5,6] On the other hand, implant-retained or implant-supported prostheses lessen the requirement of patient's muscular control development for denture adaptation. Thus, positively affecting their quality of life.[7-9] Implant-retained prosthesis such as implant-overdenture is a great alternative with a relatively lower cost compared to an implant-supported fixed denture.[10] Several studies have reported the advantages of implant-overdenture over conventional tissue-borne complete denture. These include better retention particularly in the edentulous mandible, good functional ability, and less ridge resorption rate.[7,8,11] In terms of patient-based analysis, implant-overdentures give better patient satisfaction with a predictable outcome.[9,12] Furthermore, the McGill consensus in 2002 suggested that two-implant overdenture is the first choice of treatment for the edentulous mandible.[13]

There have been uses of mini-implants to support the overdenture as an alternative to standard diameter implants. A mini-implant is a rigid, non-hollow implant with less than a 3 mm diameter. The mini-implant surgical technique is simple and quick with a high success rate compared to standard-size implants.[14,15] A meta-analysis of randomized controlled trials had shown that mini-implants provided good patient satisfaction compared to standard diameter implants when used for implant-retained overdentures.[16,17] Another systematic review also concluded that mandibular mini-implant retained overdentures are predictable regarding implant survival, marginal bone resorption, and patient satisfaction.[18,19] Mini-implants used with overdenture can lower the total cost of the treatment and is applicable in patients with narrower ridges. However, the most common complication is the loss of attachment retentive ability over time. This is due to the wear and deformation of the ball abutment and O-ring through the patient's insertion-removal routine.[20] Maintenance of the attachment system such as changing the O-ring or replacing the worn abutment will contribute to the long-term cost of the prosthesis. More importantly, abutment wear in mini-implants will result in the need for total fixture replacement.

Other than dental implants, titanium alloy is also used for joint prostheses in the medical field. Titanium alloy wear produces metal debris and ions, which causes adjacent tissue inflammation. A class of amorphous carbon that shares some properties of diamonds called DLC (Diamond-Like Carbon) was introduced to modify the surface of these prostheses. DLC coating was studied to greatly increase titanium alloy wear resistance by up to three folds. Furthermore, studies on DLC coating on titanium and titanium alloy implant surfaces have shown to be biocompatible for hard and soft tissue and did not alter bacterial adhesion.[21,22] This introduces the possibility of DLC coating on the ball titanium alloy abutment of the RetenDent mini-implant overdenture system to provide exceptional wear resistance.

The Osstem MS denture® type implant (OSSTEM, Germany GmbH) was selected to compare to the product (RetenDent) developed by Chulalongkorn University in this study. Osstem mini-implant system is a Korean product widely used in Thailand with U.S. FDA approval and the EU CE quality certification. They are relatively affordable and have great clinical validations and yearly clinical publications. A study has found that the MS mini-implants have good clinical prosthetic effects even in immediate loading cases.[23] The Osstem MS mini-implant ball abutment has a bare machined titanium surface in contrast to the DLC-coated RetenDent abutment.

The RetenDent mini-implant overdenture system developed by Chulalongkorn University aims to provide an attachment complex with good wear resistance, to be more accessible, with a lower cost to Thais in need of complete dentures. This experimental study's objective was to evaluate wear characteristics and retention force of the RetenDent mini-implant overdenture system after the insertion-removal fatigue test.

Material and method

One-piece mini-implants fixtures for overdenture, MS denture® type implant (OSSTEM, Germany GmbH), and RetenDent mini-implant for overdenture (a product of Chulalongkorn University) were tested. The samples were designated as the OS group (MS denture®) and the RD group (RetenDent). Sample size calculation performed with G*Power program version 3.1.9.7. Input data was obtained from a similar experimental study with power $(1-\beta) = 0.95$ and $\alpha = 0.05.24$ The sample size determined was 10 per group.

Fatigue test

All samples were subjected to repeated insertion and removal fatigue cycles by the universal testing machine (E1000, INSTRON Instrument, England). Matrix and O-ring complexes were fixed to the upper member of the machine while implant fixtures were fixed to the lower member of the machine (Fig.1). The lower member stayed stationary while the upper member of the machine moved vertically. The fatigue frequency is 1.00Hz, for a total of 5500 cycles to mimic five years insertion with removal three times per day.

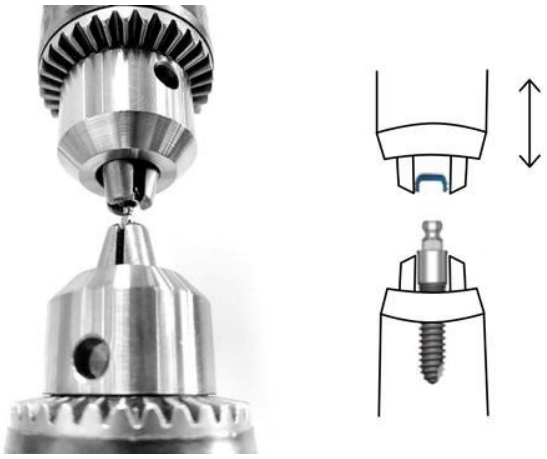


Figure 1 *The testing apparatus (left: The sample was mounted in the universal testing machine, right: Diagram of the apparatus with an arrow showing the movement of the machine)*

Retention force measurement

The retention force was determined by separating the O-ring from the abutment. The force was performed and monitored by the universal tester (EZ-SX, SHIMADZU, Japan), and the test speed was 50mm/min. The retention force was measured six times, at baseline and the end of 1100, 2200, 3300, 4400, and 5500 fatigue cycles. These were intended to represent 1, 2, 3, 4 and 5 years of denture use, respectively.

Stereo Microscope imaging

Stereomicroscope images of the mini-implant ball abutments and O-rings were taken before cyclic fatigue (SZ 61 OLYMPUS, Japan). After 5500 cyclic fatigue, the samples were examined by a stereomicroscope again.

Data analysis

The normal distribution of data collected was checked and confirmed with the Kolmogorov-Smirnov test. Mixed-Model Factorial ANOVA was performed to evaluate the effect of the attachment system and cyclic fatigue on retention force. Retention forces measured

from the two attachment groups were compared by independent samples *T*-test. The comparison of retention force within the group was done with repeated ANOVA and followed with Bonferroni post hoc analysis. All analyses were performed at α=0.05. Data were calculated with the SPSS Statistics 22. The qualitative comparison was used for the evaluation of stereomicroscope images.

Results

Mixed-Model Factorial ANOVA result in Table 1, showed cyclic fatigue alone and the interaction between factors have significant effects impacting the retention force. In contrast, the effect of the attachment systems was insignificant. The mean retention forces of RD and OS groups recorded are shown in Table 2.

Table 1 *Mixed-Model Factorial ANOVA*

Effects	Sum of Squares	df	Mean Squares	F	Sig.
Cyclic fatigue	162.480	2.256	72.026	27.828	0.000
Cyclic fatigue x Attachment system	218.127	2.256	96.694	37.359	0.000
Attachment system	1.118	1	1.118	0.329	0.573

Retention forces between the two groups at each fatigue cycle were compared by independent samples *T*-test. The RD group showed significantly higher retention forces when compared to the OS group at baseline (*P*=0.000) and 1100 cycles (*P*=0.002). At 2200 cycles, there was no statistical difference between both attachment groups (*P*=0.750). At 3300, 4400, and 5500 cycles, the OS group retention force was higher than the RD group statistically (*P*=0.002, 0.000, 0.000).

Table 2 *Retention force for each fatigue cycle (N)*

Attachment system	Retention force in newton after cycles count (N)						
	Baseline	1100	2200	3300	4400	5500	Mean
RD	10.96±1.78[a]	8.73±1.23[b]	6.78±1.34[c]	5.04±1.19[cd]	4.49±1.26[de]	3.88±1.44[e]	6.65±0.24
OS	6.50±0.88[a]	6.66±1.27[a]	6.96±1.16[a]	6.86±1.07[a]	7.06±0.997[a]	6.997±1.02[a]	6.84±0.24
Comparison between groups (*P*-value)	0.000	0.002	0.750	0.002	0.000	0.000	0.573

The significant difference within the same attachment system was shown as different lowercase letters. (α=0.05)

The pairwise comparison within the same attachment system is also shown in Table 2. The retention force of the RD group when comparing the baseline to 1100 and 1100 to 2200 decreased significantly. However, statistical significance was not found when comparing 2200 to 3300, 3300 to 4400, and 4400 to 5500 cycles. In the OS group, the retention force was not statistically different between all fatigue cycles.

The stereomicroscope images of O-rings in Fig. 2 express material loss and changes for both groups after 5,500 cycles. The RD group exhibited surface roughness and material loss around the internal surface of the O-rings. In contrast, the OS group showed surface roughness and material loss on the upper surface of the O-rings. The ball abutment images of both groups indicated no wear in the stereomicroscope images.

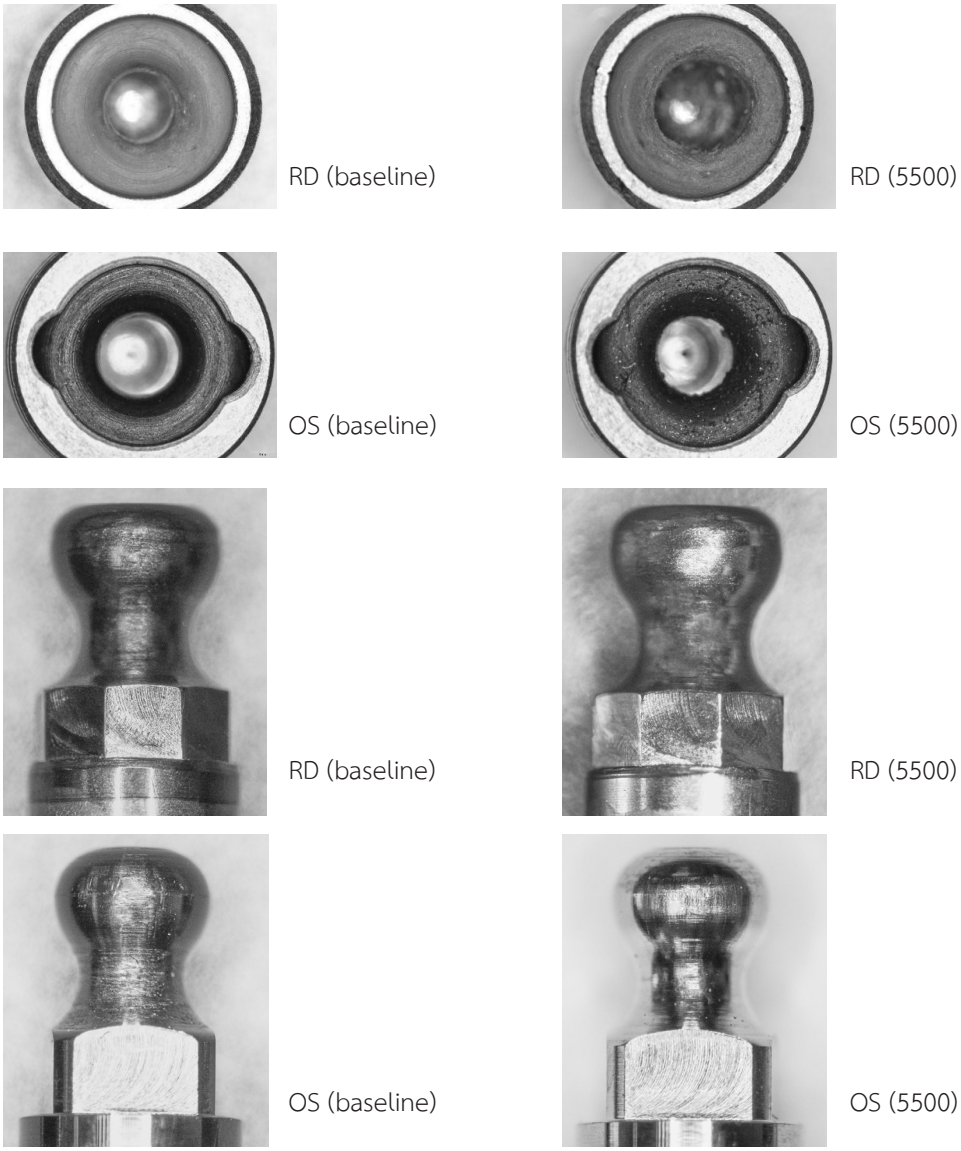


Figure 2 *Stereomicroscope images of O-ring and abutment at baseline and after 5500 fatigue cycles*

Discussion

The mini-implant overdenture has proven to be a long-term successful treatment option for edentulous patients.[25] The RetenDent product developed with Chulalongkorn University aims to be a great alternative with global standard, performance, and quality while being more affordable to Thai people.

The result from mixed ANOVA shows that the attachment systems had no statistical effect on retention force. The mean retention force of five years of fatigue cycles is 6.65±0.24N for the RD group and 6.84±0.24N for the OS group. The required retention for implant-overdenture has been studied with a variety of attachment types and methods. Pigozzo *et al.* had considered the minimum recommended retention force for 2-implant overdenture is 5N-7N.[26] Lehmann had considered a minimum of 5N for overdenture stability from their study.[27] However, the retention from this study was recorded from only a single mini-implant. A study has found that two-implant

overdenture gives more than double the retention force of a single implant overdenture.[28] The recorded retention force in this study is comparable to previous studies. Leung and Preiskel measured the retention of 12 commercially available stud-type attachments. Retentive forces varied between 3N to 15N. Most of the attachments (8 of 12) exhibited forces between 6N to 9N. Fatigue test was not performed.[29] Besimo and Guarneri reported initial retention force of six brands of stud attachments were between 4.4N to 9.1N. Fatigue test was concluded to be sufficient for implant-retained overdentures in the long term.[30] Another study from Abou—Ayash *et al.* found a newly delivered attachment retention force ranged from 3.7±1.1N to 4.0±1.7N is sufficient for overdenture retention (MDI, condent GmbH, Germany). This value fell over time and can be re-established by an O-ring replacement.[31]

Patient satisfaction in overdenture cases greatly depends on the retentive ability of the attachment system, to stabilize the underlying denture.[32] The RD group in this test showed significantly higher retention forces compared to the OS groups at the first two years simulated. The RD group also had significant retention force change during the 0-2200 cycles. A previous study showed that the ball and O-ring attachment could lose its retention significantly in the first 1,500 cycles, with up to 75 % retention lost after 5,500 cycles.[33] In contrast, the OS group had significantly lower initial retention after 1100 cycles and held up better after 3300 cycles. A study expresses the same retention force stability for the ball and O-ring after 5,500 cycles in some systems.[34] This result coincides with the significant interaction of cyclic fatigue and attachment system effect calculated from the Mixed-Model Factorial ANOVA. However, despite the RD group changes in retention force, the significantly higher retention force at the simulated first two-years of use would be beneficial. Recall visits to reevaluate denture retention and O-ring replacement should be considered since overdenture cases required routine maintenance to achieve long-term success.[35]

The difference in wear characteristics of the attachment systems studied could be a result of variation in abutment design, O-ring material, or dimension. The microscope finding after 5500 fatigue cycles showed no wear on the RD and OS abutments. There have been reports of significant ball abutment wear in both an *in-vitro* study and a clinical situation.[36,37] This would be a consequential complication for one-piece mini-implants, as the treatment would require invasive removal surgery and a re-implantation procedure. In the OS group the O-ring implement has high elasticity and low hardness. This allows the O-ring to slide in and out of the titanium ball abutment smoothly, giving stable retention over time without damaging the abutment. However, this resulted in the compromise of a significantly lower initial retention. In the case of the RD group, a diamond-like coating (DLC) was implemented on the abutment with the aim to improve the wear resistance properties of the abutment.[38] The O-ring of the RD group has higher hardness (80±5 Shore A) with a smaller internal diameter, which contributed to the significantly higher initial retention force. Nonetheless, there was no visible wear presented in the RD abutment after fatigue cycles. In future developments, the coated ball abutment of the RD group would allow a more rigid attachment such as PEEK material to be coupled, thus providing better retention with a longer lifetime.

An additional finding in this study is regarding the abutment O-ring and housing design. Due to the dimensional differences of the ball abutment and O-ring between the OS and the RD groups, the OS samples experience O-ring dislodgement several times during fatigue cycling (Fig. 3). The O-ring was re-inserted, and the test continued. The housing of the RD group is larger than the OS group (Fig. 4). This was a design decision to improve housing retention in overdentures. A study showed that complications leading to housing replacements were common (26.9 %) and were very costly for their patients.[35]

Figure 3 *The O-ring dislodgement (arrow) was presented during the test only in the OS group*

Figure 4 *The O-ring housings (left: RD group, right: OS group) have design differences*

In the present study, only controlled vertical movements were performed to simulate the insertion and removal of overdentures. This action is the major factor causing retentive force reduction in overdentures. This experiment allows a controlled *in-vitro* comparison between the two systems. This also gave a possibility of relative comparisons to other studies because of the similarities in the testing methods. Other clinical factors and oral environment would further impact the wear characteristic of the attachment. For example, masticatory functions were not taken into account. However, several studies indicated simulated mastication had no effect, rather insertion-removal cycles caused a reduction in retention forces.[39,40] Saliva was proven to provide lubrication, and lessen attachment wear.[41] Clinically, the attachments may have better retention stability for this reason. Therefore, further study and clinical trials should be considered. Regardless of the overall similarity in the mean retention force of the two systems, the operator and patients should also take the long-term maintenance cost, availability, and technical difficulty into account when choosing an overdenture system.

Conclusion

The mean retention force from five years of fatigue cycles is 6.65±0.24N for the RetenDent system and 6.84±0.24N for the MS denture® system. They were not statistically different, and both were higher than the minimum recommended retention force for overdenture. The RetenDent system showed a significantly higher retention force at baseline and 1100 cycles than the MS denture®. However, the MS denture® system showed a significantly higher retention force at 3300, 4400, and 5500 cycles. There was no wear on the ball abutment of both groups under the stereomicroscope after 5,500 fatigue cycles.

Reference

1. Siriphanich B, Damrikanlert L, Prasartkul P, Vapattanawong P, Rittirong J, Chuanwan S, *et al.* Situation of the Thai elderly 2017. 2019.
2. Group SSAaF. Social indicators 2013. In: Office SFBNS, editor. Bangkok: Statistical Forecasting Bureau National Statistical Office; 2013.
3. Felton DA. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. ***J Prosthodont*** 2016;25(1):5-20.
4. Srisilapanan P, Korwanich N, Jienmaneechotchai S, Dalodom S, Veerachai N, Vejvitee W, *et al.* Estimate of Impact on the Oral Health-Related Quality of Life of Older Thai People by the Provision of Dentures through the Royal Project. ***Int J Dent*** 2016;2016:1-7.
5. Carlsson GE. Critical review of some dogmas in prosthodontics. ***J Prosthodont Res*** 2009;53(1):3-10.
6. Eitner S, Wichmann M, Heckmann J, Holst S. Pilot study on the psychological evaluation of prosthesis incompatibility using the SCL-90-R scale and the CES-D scale. ***Int J Prosthodont*** 2006;19(5):482-90.
7. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. ***J Prosthet Dent*** 1971;26(3):280-95.
8. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. ***J Prosthet Dent*** 1995;73(4):354-63.
9. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. ***J Prosthet Dent*** 1995;73(4):364-9.
10. Attard NJ, Zarb GA, Laporte A. Long-term treatment costs associated with implant-supported mandibular prostheses in edentulous patients. ***Int J Prosthodont*** 2005;18(2):117-23.

11. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. ***J Prosthet Dent*** 1972;27(2):120-32.
12. Kodama N, Singh BP, Cerutti-Kopplin D, Feine J, Emami E. Efficacy of Mandibular 2-implant Overdenture. ***JDR Clin Trans Res*** 2016; 1(1):20-30.
13. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, *et al.* The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. ***Int J Oral Maxillofac Implants*** 2002;17(4):601-2.
14. Mazor Z, Steigmann M, Leshem R, Peleg M. Mini-Implants to Reconstruct Missing Teeth in Severe Ridge Deficiency and Small Interdental Space: A 5-Year Case Series. ***Implant Dentistry*** 2004;13(4):336-41.
15. Griffitts TM, Collins CP, Collins PC. Mini dental implants: An adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*** 2005;100(5):e81-e4.
16. Sivaramakrishnan G, Sridharan K. Comparison of patient satisfaction with mini-implant versus standard diameter implant overdentures: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. ***Int J Implant Dent*** 2017;3(1):29.
17. De Souza RF, Ribeiro AB, Della Vecchia MP, Costa L, Cunha TR, Reis AC, *et al.* Mini vs. Standard Implants for Mandibular Overdentures. ***J Dent Res*** 2015;94(10):1376-84.
18. Park JH, Lee JY, Shin SW. Treatment Outcomes for Mandibular Mini-Implant-Retained Overdentures: A Systematic Review. ***Int J Prosthodont*** 2017;30(3):269–76.
19. Schwindling FS, Schwindling F-P. Mini dental implants retaining mandibular overdentures: A dental practice-based retrospective analysis. ***J Prosthodont Res*** 2016;60(3):193-8.
20. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. ***J Prosthet Dent*** 2003;90(2):121-32.
21. Huacho PMM, Nogueira MNM, Basso FG, Jafelicci Junior M, Francisconi RS, Spolidorio DMP. Analyses of Biofilm on Implant Abutment Surfaces Coating with Diamond-Like Carbon and Biocompatibility. ***Brazil Dent J*** 2017;28(3):317-23.
22. Ankha MDVEA, Silva ADM, Prado RFD, Camalionte MP, Vasconcellos LMRD, Radi PA, *et al.* Effect of DLC Films with and without Silver Nanoparticles Deposited On Titanium Alloy. ***Brazil Dent J*** 2019; 30(6):607-16.
23. Huang JS, Zhao JJ, Liu Q, Liu TT. Clinical research of immediate restoration implant with mini-implants in edentulous space. ***West China J Stoma*** 2010;07(4):412-6.
24. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. ***J Oral Rehabilitation*** 2004;31(9):884-9.
25. Lemos CAA, Verri FR, Batista VEDS, Júnior JFS, Mello CC, Pellizzer EP. Complete overdentures retained by mini implants: A systematic review. ***J Dent*** 2017;57:4-13.
26. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. ***J Prosthet Dent*** 2009;102(2):74-80.
27. Lehmann K. Studies on the retention forces of snap-on attachments. ***Quint Dent Technol*** 1978;7:45-8.
28. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. ***Int J Oral Maxillofac Implants*** 2013;28(6):1619-28.
29. Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. ***Int J Prosthodont*** 1991;4(2):175-9.
30. Besimo CE, Guarneri A. *In vitro* retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. ***J Oral Rehabil*** 2003;30(7):671-8.
31. Abou-Ayash S, Enkling N, Srinivasan M, Haueter M, Worni A, Schimmel M. Evolution of *in vivo* assessed retention forces in one-piece mini dental implant-retained mandibular overdentures: 5-Year follow-up of a prospective clinical trial. ***Clin Implant Dent Relat Res*** 2019;21(5):968-76.
32. Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JIJF, Van Waas MAJ. An Eight-year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Participant Satisfaction with Three Types of Mandibular Implant-retained Overdentures. ***J Dent Res*** 2004;83(8):630-3.
33. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G. Resistance to Wear of Four Matrices with Ball Attachments for Implant Overdentures: A Fatigue Study. ***J Prosthodont*** 2010;19(8):614-9.
34. Marin DOM, Leite ARP, Oliveira Junior NMD, Paleari AG, Pero AC, Compagnoni MA. Retention Force and Wear Characteristics of three Attachment Systems after Dislodging Cycles. ***Braz Dent J*** 2018;29(6):576-82.
35. Chaffee NR, Felton DA, Cooper LF, Palmqvist U, Smith R. Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: Initial analysis of a prospective study. ***J Prosthet Dent*** 2002;87(1):40-4.
36. Fromentin O, Lassauzay C, Nader SA, Feine J, De Albuquerque Jr RF. Clinical wear of overdenture ball attachments after 1, 3 and 8 years. ***Clin Oral Implants Res*** 2011;22(11):1270-4.
37. Yabul A, Dayan C, Geckili O, Bilhan H, Tuncer N. Evaluation of volumetric wear of abutments on the retention loss of ball attachment systems in implant-retained overdentures: An *in vitro* study. ***Clin Implant Dent Relat Res*** 2018;20(5):778-784.
38. Zia AW, Zhou Z, Li LKY. A preliminary wear studies of isolated

carbon particles embedded in diamond-like carbon coatings. ***Tribology International*** 2017;114:42-7.
39. Chaves C, De Souza R, Cunha T, Vecchia M, Ribeiro A, Bruniera J, *et al.* Preliminary *In Vitro* Study on O-Ring Wear in Mini-Implant–Retained Overdentures. ***Int J Prosthodont*** 2016;29(4):357-9.
40. Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. ***J Oral Rehabil*** 2011;38(3):157-64.
41. Bayer S, Keilig L, Kraus D, Grüner M, Stark H, Mues S, *et al.* Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. ***Gerodontology*** 2011;28(3):221-6.

Original Article

Effect of Grape Seed Extract and CPP-ACP on Microhardness of Artificial Root Dentin Caries

Rangsima Sakoolnamarka[1], Nattaree Phalittagram[1]

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

This study was an *in vitro* pH-cycling model that aimed to study and compare the effect of grape seed extract (GSE) and CPP-ACP on the microhardness of artificial root caries. Sixty sound human premolars extracted for orthodontics treatment were sectioned at the cervical portion of the root and embedded in resin. Nail varnish was coated on the root dentin surfaces except on a window of 4 mm. x 4 mm. Knoop hardness indentations were tested for baseline (KHN_b) and sixty specimens with KHNb between 60-70 were included. All specimens were stored in a demineralization solution for 96 hours to induce artificial root caries lesions and measured initial Knoop microhardness (KHN_i). Sixty specimens were randomly divided into four groups randomly (n=15 per group) including: the deionized water group (control group), the GSE group, the GSE + CPP-ACP group and the CPP-ACP group. The demineralized specimens were pH-cycled, six cycles per day for eight days, then a final microhardness test (KHN_f) was performed. The means of the four indentations of KHN_b, KHN_i and KHN_f from each specimen were analyzed. The means of differences in microhardness values between KHN_f and KHN_i (ΔKHN) among groups were analyzed using one-way ANOVA, followed by the Games-Howell post-hoc test at a significance level of 0.05. The results of this study indicated that all test groups had a significantly higher ΔKHN than the control group at ($p<0.01$). Both the GSE group and the GSE + CPP-ACP group showed a significantly higher ΔKHN compared to the CPP-ACP group at ($p<0.01$). The GSE group and the GSE + CPP-ACP group showed no statistically significant difference of ΔKHN ($p<0.01$). It was concluded that the GSE and the GSE+CPP-ACP increased microhardness values more than the CPP-ACP. All three interventions increased microhardness compared to the control group.

Keywords : CPP-ACP, Grape seed extract, Knoop microhardness

Received Date: May 14, 2021 **Revised Date:** Jun 2, 2021 **Accepted Date:** Jul 21, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.16

Correspondence to:
Rangsima Sakoolnamarka, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 081-455-9487, 02-218-8795 Email: aorrangsima@yahoo.com

Introduction

Dental caries is a major cause of oral pain, and infection. It can be found in patients of various ages especially in older patients due to the decrease of the salivary flow rate which is the result of increased underlying diseases.[1-3] In addition, attachment loss and gingival recession occur frequently in older people, which increases the risk of bacterial adherence to root surface leading to incidences of root caries.[4] The success in treatment of root caries is challenging, because of the difficulty in moisture control on subgingival root surfaces. Furthermore, the bonding effectiveness between restorative materials to root dentin is less predictable.[5] According to minimal intervention concepts, if root caries have occurred, treatment options depend on the progression of the lesion. The most effective chemical agent for a non-surgical treatment of root caries lesions is the daily use of dentifrice containing 5,000 ppm fluoride.[6] However, fluoride concentrations of regular dentifrices of only around 1000 to 1500 ppm are widely used.[7] The prevalence of root caries has increased; therefore, additional chemical agents have been suggested. Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) can inhibit demineralization, and enhance remineralization.[8]

CPP-ACP is composed of caseinphosphopeptide (CPP) and amorphous calcium phosphate (ACP). Under acidic conditions, the application of CPP-ACP on the tooth surface increases the level of free calcium and phosphate ions, which substantially maintains a supersaturated state, increases buffer capacity, inhibits demineralization and enhances remineralization. It is a remineralizing agent that can promote dentin remineralization as well as enamel remineralization.[9-11] Furthermore, CPP-ACP has beneficial microbial ecological effects which can reduce microbial numbers, inhibit lactic acid production from polymicrobial biofilms and reduce adherence of bacteria to the tooth surface.[12]

Proanthocyanidins (PA) is a phenolic compound composed of a hydroxyl group that induces a chemical bond with collagen fibers. PA acts as a naturally-derived cross-linker which increases strength and stability of a collagen matrix.[5,13] PA has positive effects on oral health such as antimicrobial potential against cariogenic bacteria, inhibition of demineralization and remineralization enhancement in initial caries.[14,15] This phenolic compound can be found in natural extracts. Grape seed extract (GSE) is an over the counter nutritional supplement that is rich in PA. GSE from MegaNatural, Polyphenolics, (Madera, CA) was used in this study. It consisted of 97.8% PA according to data provided by the manufacturer. The concentration of GSE that can inhibit demineralization, and enhance remineralization is 6.5%.[16] At this concentration, it is harmless to humans.[17]

However, the inhibitory effect of GSE on demineralization and the synergistic effect of GSE and CPP-ACP on remineralization are still controversial. Hence, the objective of this study was to compare the effect of GSE and CPP-ACP on the microhardness of artificial root caries. The null hypothesis was the effects of GSE and CPP-ACP on microhardness of artificial root dentin caries were not different.

Materials and methods

Root dentin specimen preparations

The sample size of this study was calculated using the G Power program version 3.1. The reference data was referred from a previous study with an alpha of 0.05 and an 0.8 power of test. The effect size from the calculation was 0.72 based on the F test.[15] Sixty human premolars with completed root formation extracted for orthodontic treatment were used. The teeth were checked under a stereomicroscope with 10x magnification (StereomicroscopeSZ61, Olympus, Japan) in order to exclude teeth with defects at the crown and root of the teeth such as craze lines, crack lines, dental caries and restorations. Teeth were cleaned with ultrasonic scaler and non-fluoridated pumice and stored in 0.1% thymol solution no longer than one month before being used. The protocol was approved by The Research Ethics Review Committee for Research Involving Human Research Participants, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

Root dentin blocks, 6 mm. long, were prepared using a slow speed cutting machine (Isomet™ 1000, Buehler, IL, USA) which horizontally sectioned at the cementoenamel junction (CEJ) and 6 mm. apical to CEJ under water irrigation. The blocks were embedded in resin, and the buccal root surfaces emerged 1 mm. from the resin and were polished using 1000 grit and 2000 grit silicon carbide papers and aluminum oxide 0.05 micron, respectively. The specimens were cleaned with deionized water in an ultrasonic cleanser (Ultrasonic cleanser 5210, HEIDOLPH, Germany) for 15 min. Nail varnish (Revlon, USA) was coated on the root dentin surface except for a window of 4 mm. x 4 mm., measured by a digital caliper. The microhardness of root dentin blocks were tested (FM 700e type D, FUTURE-TECH, Japan) using the Knoop hardness indentation at a 25 g. load force for 15 s.[18] For a baseline (KHN_b), four indentations were performed below the top margin of nail varnish (started from CEJ of root) at 0.5 mm., 1.5 mm., 2.5 mm., 3.5 mm., respectively. Every indentation performed 1 mm. away from the left margin of the nail varnish (Fig. 1). Sixty specimens with KHN_b between 60-70 were included in this study.

Artificial root dentin caries lesions formation

Sixty specimens were placed in a demineralization solution (2.2 mM $CaCl_2 2H_2O$, 2.2 mM KH_2PO_2, 50 mM acetate and KOH; pH 4.6) for 96 h. at 37 °C to create a 70–100 µm. depth of artificial root dentin caries lesions.[19] Specimens were cleaned with deionized water in ultrasonic cleanser for two mins. All specimens were measured for initial Knoop microhardness (KHN_i) using the Knoop hardness indentation at a 25 g. load force for 15 s.[18] Four indentations were performed below the top margin of the nail varnish (started from the CEJ of root) at 0.5 mm., 1.5 mm., 2.5 mm., 3.5 mm., respectively. Every indentation performed 2 mm. away from the left margin of the nail varnish (Fig. 1).

Preparation of testing solutions

Group 1 deionized water (control group), **Group 2** GSE (LOT 1715601) (MegaNatural ™; Polyphenolics, Madera, CA, USA) ; The solution of 6.5% (w/w) GSE was prepared by dissolving 6.5 g. of GSE in 93.5 g. of deionized water.[20],**Group 3** 6.5% (w/w) GSE (LOT 1715601) + CPP-ACP (LOT 180220B) (GC Tooth Mousse ™; GC, Tokyo, Japan) ; 6.5 g. of GSE was added to CPP-ACP 93.5 g. and stirred well by a magnetic stirrer.[15], **Group 4** CPP-ACP (LOT 180220B) ; The commercially available form of CPP-ACP was used.

Method of pH cycling

The prepared specimens were randomly divided into four groups (n=15 per group) based on the remineralization treatment. All specimens were immersed in an acidic buffer (50 mM acetate, 2.25 mM $CaCl_2 2H_2O$, 1.35 mM KH_2PO_4, 130 mM KCl; pH 5.0) and stored in an incubator at 100% relative humidity 37 °C for 30 min. Then cleaned with deionized water in an ultrasonic cleanser for two min. All specimens were immersed in a neutral buffer (20 mM HEPES; 2.25 mM $CaCl_2 2H_2O$; 1.35 mM KH_2PO_4; 130 mM KCl; pH 7.0) and stored in an incubator at 100% relative humidity at 37 °C for ten min. Then, they were cleaned with deionized water in an ultrasonic cleanser for two min. Twenty mg. of treatment solution was measured by using a digital balance (HL-400, AND, Japan). Then 20 mg. of treatment solution was applied to the prepared surface using a paintbrush according to the allocated groups. The specimens were stored in an incubator at 100 % relative humidity 37 °C for ten min before cleaning with deionized water in an ultrasonic cleanser for two min. The pH cycles were repeated six times a day for eight days (Fig. 1). All solutions were freshly prepared prior to use and the specimens were kept in a neutral buffer overnight.[18]

The final microhardness test (KHN_f) was performed below the top margin of the nail varnish (starting from CEJ of root) at 0.5 mm., 1.5 mm., 2.5 mm., 3.5 mm., respectively. Every indentation was performed 3 mm. away from the left margin of the nail varnish.

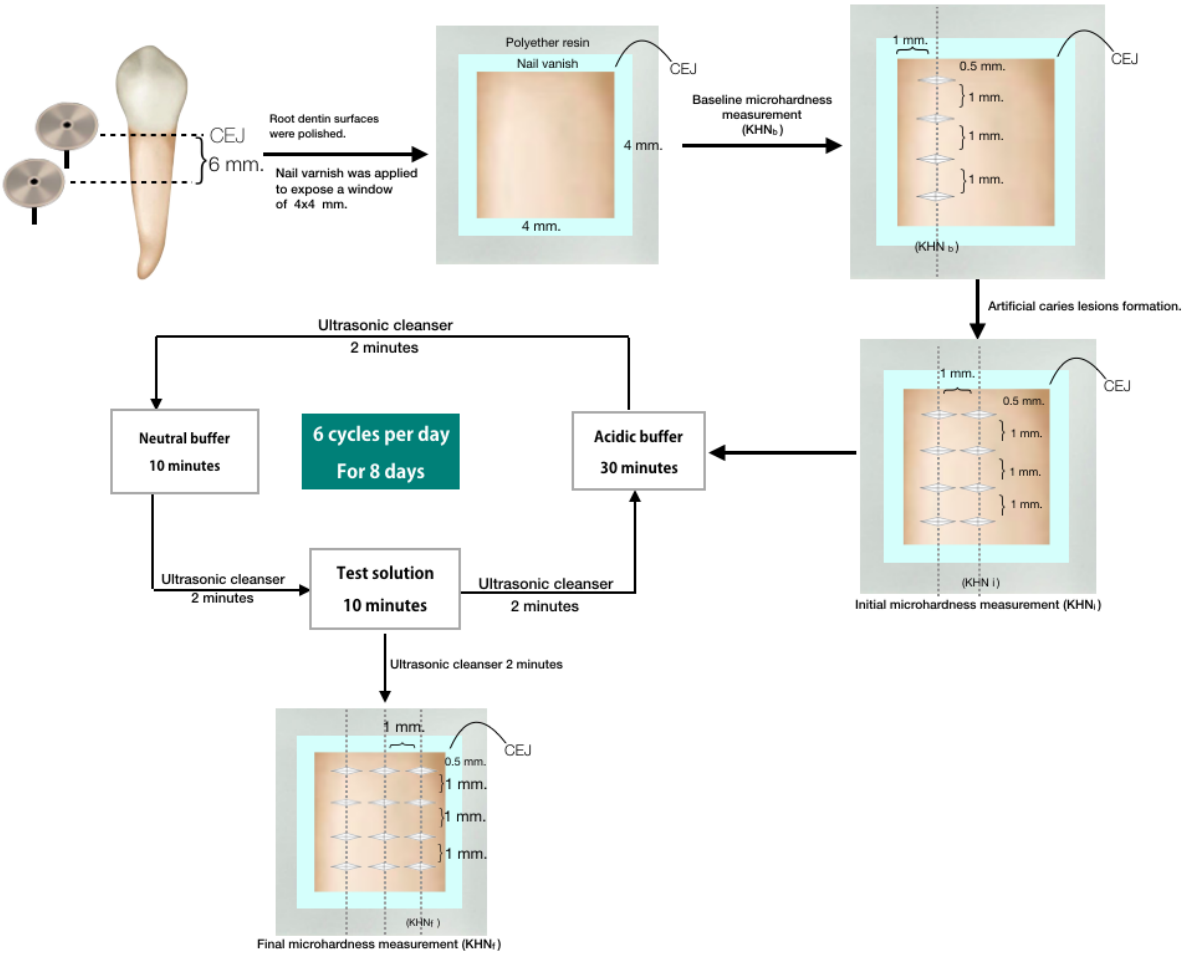


Figure 1 *Specimen preparation, pH cycling model and microhardness testing locations*

Statistical Analysis

The means of four indentations of KHN_b, KHN_i and KHN_f from each specimen were analyzed. The differences of means of KHN_b and KHN_i among groups were compared using Kruskal-Wallis analysis followed by Dunn test. The differences of means of KHN_f among groups were analyzed by one-way ANCOVA with a Bonferroni post-hoc test. For each group, means and standard deviation of the differences in microhardness values between KHN_f and KHN_i (ΔKHN) were calculated. The differences in means of ΔKHN among groups and the differences in means of KHN_b, KHN_i and KHN_f from each group were compared using one-way ANOVA, followed by a Games-Howell post-hoc test. Normal distribution was analyzed by the Kolmogorov-Smirnov test. Homogeneity of variance was tested by the Levene's test. A significance level of α = 0.05 was set for all statistical tests. The statistical analysis was performed using the SPSS program version 21.0.

Results

The results presented in Table 1 revealed that there were no statistically significant differences between the means of KHN_b and KHN_i among four groups. The mean of KHN_f of group 1 was significantly less than the three remaining groups. There were no statistically significant differences between the means of KHN_f of group 2 and group 3. The mean KHN_f value of group 4 was significantly more than the three remaining groups. The results of one-way ANOVA were presented in Table 1 indicating that the means of the ΔKHN of all test groups (group 2-4) were significantly higher than group 1 (p<0.01). Both groups

2 and 3 showed significantly higher means of the ΔKHN compared to group 4 ($p<0.01$). There was no statistically significant difference in the mean of the ΔKHN between group 2 and group 3 ($p<0.01$). The means of KHN_f of groups 2, 3 and 4 were significantly more than the means of KHN_i. The means of KHN_i and KHN_f were significantly less than the means of KHN_b in every group ($p<0.01$).

Table 1 *Means and standard deviation of KHN_b, KHN_i, KHN_f and the ΔKHN of the root dentin from each treatment group (n=15 per group)*

Groups	Mean KHN_b (SD)	Mean KHN_i (SD)	Mean KHN_f (SD)	Mean ΔKHN (SD)
Group 1 (DI)	63.13 (1.86)^{Aa}	11.69 (2.93)^{Ab}	12.07 (2.28)^{Cb}	0.37 (1.01)^{C}
Group 2 (GSE)	62.86 (1.79)^{Aa}	13.42 (6.24)^{Ac}	25.39 (5.0)^{Ab}	11.97 (3.80)^{A}
Group 3 (GSE+CPP-ACP)	62.45 (1.37)^{Aa}	10.10 (2.4)^{Ac}	22.98 (3.41)^{Ab}	12.88 (2.62)^{A}
Group 4 (CPP-ACP)	64.10 (2.83)^{Aa}	10.36 (3.90)^{Ac}	16.23 (3.01)^{Bb}	5.88 (2.71)^{B}

Different capital letters represent statistically significant differences in each column. Different small letters represent statistically significant differences in each row; SD : Standard deviation; DI : Deionized water; GSE : Grape Seed Extract

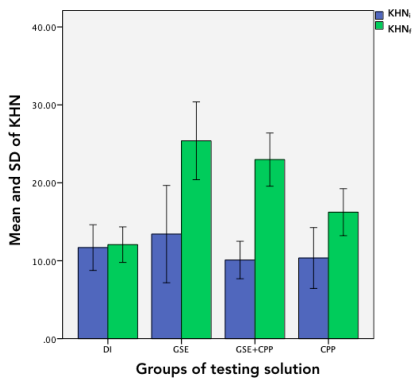


Figure 2 *Bar chart represents means and standard deviation of KHN_i and KHN_f of group 1 DI, group 2 GSE, group 3 GSE+CPP-ACP, group 4 CPP-ACP (n=15 per group)*

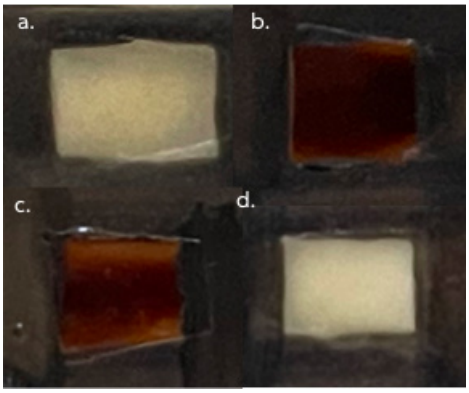


Figure 3 *Specimens after being treated with testing solutions a. DI, b. GSE, c. GSE+CPP-ACP and d. CPP-ACP*

Discussion

Based on the results of this study, the null hypothesis, that the effects of GSE and CPP-ACP on microhardness of artificial root dentin caries were not different, was rejected. The results of this study showed that GSE increased surface microhardness of artificial root dentin caries. The GSE used in this study was mainly composed of PA. PA is a natural collagen cross-linker which enhances the mechanical properties of both sound and caries-affected dentin.[13] PA forms a hydrogen bond with amine group of collagen fibers, which can replace water molecules and increase the modulus of elasticity resulting in strengthening dentin collagen matrix and improving the mechanical properties of teeth.[16, 21] These findings were confirmed by the study of Xie *et al.*[18] which used the same testing solutions, artificial root dentin caries formation method and pH cycling method.[18]

The mean of ΔKHN of the CPP-ACP group was significantly higher than the control group. The highest mean of ΔKHN was found in the GSE+CPP-ACP group. Although there were differences of artificial caries formation, testing solutions preparation and pH cycling method, these

results were in accordance with the study performed by Khamverdi *et al.*[20] The explanation is that CPP-ACP is a supplemental source of calcium and phosphate, thus they can keep oral cavity environment supersaturated with calcium and phosphate.[22] CPP contains casein peptides and a cluster of phosphoseryl residues. Casein peptides form a complex with calcium and phosphate and a cluster of phosphoseryl residues can stabilize nanocluster of ACP in supersaturated solution.[23] Combining CPP-ACP and GSE releases more amorphous calcium phosphate to remineralize the lesions due to the calcium-binding effect of PA and slightly acidity of PA, which decrease the pH of CPP-ACP.[24] Although this study showed that both of the GSE+CPP-ACP group and the GSE group gained surface microhardness values, there was no significant differences between the two groups. These results may infer that the increase of surface microhardness values were mainly because of GSE. Increasing the concentration of GSE and the contact time to the demineralized root dentin surface may gain more microhardness values.

In this study, demineralization solution (pH 4.6) was used to simulate the caries process to generate artificial dentin caries lesions. The pH-cycling model, employed in this study, alternated between remineralization solution (pH 7) and demineralization solution (pH 5). It intended to mimic the *in vivo* periodic alteration of pH. A neutral environment is periodically interrupted by an acid challenge when sugar is metabolized. An ultrasonic cleanser with deionized water was used to clean all specimens before changing the solution to maintain the real pH of the solutions. Although this was an in vitro study, pH-cycling models are widely used for dentin caries study because of reliability, efficiency and stability of the experiment. It can simulate the dynamic change of pH and variations in mineral saturation in an oral cavity that resemble the natural caries process.[25, 26]

Demineralized root dentin specimens were dried before KHN_i and KHN_f measurements. The demineralized dentin matrices might have collapsed and hydrogen bonds between collagen peptides may occur. Although hydrogen bonds between collagen peptides can be broken down by immersing the collapsed demineralized dentin in water for at least 20 min., the collapsed matrices could not be fully re-expanded.[27] The collapse of demineralized dentin collagen can reduce the remineralization efficacy of testing solutions. So the proper storage of specimens during the study is a concern to maintain proper demineralized dentin matrices.

The results of this study were represented in microhardness values. The microhardness test is a well-known method and commonly used for measuring demineralization and remineralization of dentinal caries.[28] Knoop microhardness value has a linear relationship with the depth of artificial caries. Furthermore, the results from the Knoop microhardness test were related to the results from microradiograph.[29,30] However, the microradiography can be helpful for further study to confirm the results of the microhardness test and to study the characteristics of demineralized and remineralized dentin. This study measured the surface microhardness values with different methods from the previous studies,[15,18] which measured the cross-sectional microhardness values. The results of this study were in agreement with Xie *et al.,*[18] who reported that the GSE group was significantly higher in microhardness values when compared to the control group. On the contrary, Epasinghe *et al.*[15] revealed no significant difference among the CPP-ACP, the PA and the control group. There was no significant interaction between depth and treatments in both studies.

According to the manufacturer's recommendation, CPP-ACP should be left undisrupted on the teeth for a minimum of three minutes. The longer CPP-ACP remains in the mouth, the more effective the results are. In this study, CPP-ACP was applied to the specimens for ten min. It may have gained more microhardness values than the three-min. application.

The preparation method of the GSE solution in this study was not complicated so patients can routinely prepare it themselves. In this study, GSE solution and GSE+CPP-ACP were applied on the root dentin for ten

minutes. In the oral cavity, there are clearance effects from oral salivary flow and movement of oral structures such as the tongue, the buccal mucosa and the lips. Because the GSE solution was in a liquid form that can be easily washed-out. In clinical situations, tray application may be helpful to retain the GSE solution longer in the oral cavity. The use of GSE and GSE+CPP-ACP can stain the teeth (Fig. 3), because the main composition of GSE is PA that contains red, purple and green pigments.[31] Stained teeth may have a negative impact on appearance, so the use of GSE in young patients and esthetic areas should be a concern. The stained teeth that are caused by GSE can be misunderstood as caries, so it is important to inform patients about this side effect and when doing an oral examination of these patients, it should be noted.

According to the results of this study, although all test groups gained significantly higher microhardness values than the control group, they were not able to gain the microhardness values to the same level as the normal root dentin. In Previous studies of GSE efficiency[15,18,20] and the present study were *in vitro* studies. So they could not simulate the real situation of the oral environment such as complex structures of the oral cavity and the hydro-dynamics of saliva. The artificial dentin caries formation hardly imitated the complex microbiological aspect of natural caries formation. Further randomized control trials in situ studies or *in vivo* studies are needed in order to confirm the results of this *in vitro* study.

Conclusions

Within the limitations of this study, it can be concluded that the GSE and GSE+CPP-ACP increased the microhardness values of artificial root dentin caries than CPP-ACP did. However, all three interventions increased more microhardness values of artificial root dentin caries compared to the control group.

Acknowledgements

We would like to express our gratitude to the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University and Asst. Prof. Panjaporn Wongwitthayakool, Faculty of Dentistry, Thammasat University for their kindness and support for this research.

References

1. Nakamura M, Ojima T, Nakade M, Ohtsuka R, Yamamoto T, Suzuki K, *et al.* Poor Oral Health and Diet in Relation to Weight Loss, Stable Underweight, and Obesity in Community-Dwelling Older Adults: A Cross-Sectional Study From the JAGES 2010 Project. ***J Epidemiol*** 2016;26(6):322-9.

2. Saunders RH, Jr., Meyerowitz C. Dental caries in older adults. ***Dent Clin North Am.*** 2005;49(2):293-308.

3. Kassebaum NJ, Bernabe E, Dahiya M, Bhandari B, Murray CJ, Marcenes W. Global burden of untreated caries: a systematic review and metaregression. ***J Dent Res*** 2015;94(5):650-8.

4. Marino RJ, Fu CS, Giacaman RA. Prevalence of root caries among ambulant older adults living in central Chile. ***Gerodontology*** 2015; 32(2):107-14.

5. Cai J, Palamara J, Manton DJ, Burrow MF. Status and progress of treatment methods for root caries in the last decade: a literature review. ***Aust Dent J*** 2018;63(1):34-54.

6. Wierichs RJ, Meyer-Lueckel H. Systematic review on noninvasive treatment of root caries lesions. ***J Dent Res*** 2015;94(2):261-71.

7. Walsh T, Worthington HV, Glenny AM, Marinho VC, Jeroncic A. Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries. ***Cochrane Database Syst Rev*** 2019;3:CD007868.

8. Rahiotis C, Vougiouklakis G. Effect of a CPP-ACP agent on the demineralization and remineralization of dentine *in vitro*. ***J Dent*** 2007;35(8):695-8.

9. Reynolds EC. Calcium phosphate-based remineralization systems: scientific evidence? ***Aust Dent J*** 2008;53(3):268-73.

10. Cochrane NJ, Reynolds EC. Calcium phosphopeptides -- mechanisms of action and evidence for clinical efficacy. ***Adv Dent Res*** 2012; 24(2):41-7.

11. Reynolds EC. Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: the scientific evidence. ***Adv Dent Res*** 2009;21(1):25-9.

12. Philip N, Leishman SJ, Bandara H, Walsh LJ. Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate Attenuates Virulence and Modulates Microbial Ecology of Saliva-Derived Polymicrobial Biofilms. ***Caries Res*** 2019;53(6):643-9.

13. Bedran-Russo AK, Pereira PN, Duarte WR, Drummond JL, Yamauchi M. Application of crosslinkers to dentin collagen enhances the ultimate tensile strength. ***J Biomed Mater Res B Appl Biomater*** 2007;80(1):268-72.

14. Smullen J, Koutsou GA, Foster HA, Zumbe A, Storey DM. The antibacterial activity of plant extracts containing polyphenols against Streptococcus mutans. ***Caries Res*** 2007;41(5):342-9.

15. Epasinghe DJ, Yiu C, Burrow MF. Synergistic effect of proanthocyanidin and CPP-ACFP on remineralization of artificial root caries. ***Aust Dent J*** 2015;60(4):463-70.
16. Bedran-Russo AK, Pashley DH, Agee K, Drummond JL, Miescke KJ. Changes in stiffness of demineralized dentin following application of collagen crosslinkers. ***J Biomed Mater Res B Appl Biomater*** 2008;86(2):330-4.
17. Yamakoshi J, Saito M, Kataoka S, Kikuchi M. Safety evaluation of proanthocyanidin-rich extract from grape seeds. ***Food Chem Toxicol*** 2002;40(5):599-607.
18. Xie Q, Bedran-Russo AK, Wu CD. *In vitro* remineralization effects of grape seed extract on artificial root caries. ***J Dent*** 2008;36(11):900-6.
19. ten Cate JM, Duijsters PP. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. ***Caries Res*** 1982;16(3):201-10.
20. Khamverdi Z, Kordestani M, Soltanian AR. Effect of Proanthocyanidin, Fluoride and Casein Phosphopeptide Amorphous Calcium Phosphate Remineralizing Agents on Microhardness of Demineralized Dentin. ***J Dent (Tehran)*** 2017;14(2):76-83.
21. He L, Mu C, Shi J, Zhang Q, Shi B, Lin W. Modification of collagen with a natural cross-linker, procyanidin. ***Int J Biol Macromol*** 2011; 48(2):354-9.
22. Cochrane NJ, Saranathan S, Cai F, Cross KJ, Reynolds EC. Enamel subsurface lesion remineralisation with casein phosphopeptide stabilised solutions of calcium, phosphate and fluoride. ***Caries Res*** 2008;42(2):88-97.
23. Chokshi K, Chokshi A, Konde S, Shetty SR, Chandra KN, Jana S, *et al.* An *in vitro* Comparative Evaluation of Three Remineralizing Agents using Confocal Microscopy. ***J Clin Diagn Res*** 2016;10(6):ZC39-42.
24. Fine AM. Oligomeric proanthocyanidin complexes: history, structure, and phytopharmaceutical applications. ***Altern Med Rev*** 2000;5(2):144-51.
25. Yu OY, Zhao IS, Mei ML, Lo EC, Chu CH. A Review of the Common Models Used in Mechanistic Studies on Demineralization-Remineralization for Cariology Research. ***Dent J (Basel)*** 2017;5(2):20.
26. White DJ. The application of *in vitro* models to research on demineralization and remineralization of the teeth. ***Adv Dent Res*** 1995;9(3):175-93; discussion 94-7.
27. Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. ***Biomaterials*** 2008;29(8):1127-37.
28. Angker L, Nockolds C, Swain MV, Kilpatrick N. Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine--a comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals. ***Arch Oral Biol*** 2004;49(5):369-78.
29. Featherstone JD, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. ***Caries Res*** 1983;17(5):385-91.
30. Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SA. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. ***Arch Oral Biol*** 1996;41(6):539-45.
31. Khoo HE, Azlan A, Tang ST, Lim SM. Anthocyanidins and anthocyanins: colored pigments as food, pharmaceutical ingredients, and the potential health benefits. ***Food Nutr Res*** 2017;61(1):1361779.

บทวิทยาการ

การเปรียบเทียบความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม

Comparison on Edge Strength of High Strength Flowable Resin Composites, Conventional Resin Composites, and Conventional Flowable Resin Composites

ศศิประภา คูวัธนไพศาล[1], วาสนา พัฒนพีระเดช[1]

Sasiprapa Koowatanapaisal[1], Vasana Patanapiradej[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมทั้งก่อนและหลังกระบวนการเร่งอายุ โดยเตรียมชิ้นงานทรงกระบอกจำนวน 120 ชิ้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร ความหนา 2 มิลลิเมตร แบ่งเป็นเรซินคอมโพสิต 6 ผลิตภัณฑ์ ใส่ในแบบหล่อโดยใช้วิธีใส่แบบก้อนเดียว จากนั้นฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดี 40 วินาที ทั้งด้านบนและด้านล่างของชิ้นงาน นำชิ้นตัวอย่างผลิตภัณฑ์ละ 10 ชิ้น ไปทดสอบความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนการเร่งอายุโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัดด้วยหัวกดทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที ที่ระยะห่างจากขอบชิ้นงาน 0.5 มิลลิเมตร นำชิ้นงานที่เหลือไปเทอร์โมไซคลิงโดยแช่ในน้ำที่อุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียส สลับกับน้ำที่อุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส อุณหภูมิละ 30 วินาที จำนวน 5000 รอบ จากนั้นนำไปทดสอบความแข็งแรงบริเวณขอบหลังการเร่งอายุโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูคี และสถิติการทดสอบทีแบบอิสระที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษาด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางพบว่าชนิดของเรซินคอมโพสิต และการผ่านกระบวนการเร่งอายุมีอิทธิพลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของ ค่าความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนการเร่งอายุระหว่างกลุ่มเคลียร์ฟิลเอพีเอ๊กซ์ กลุ่มจีเนียลโพสทีเรีย และกลุ่มเททริกเอนโฟล และ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนการเร่งอายุระหว่างกลุ่มเคลียร์ฟิลเอพีเอ๊กซ์ เอสเททิก โฟล กลุ่มจีเนียล ยูนิเวอร์แซล อินเจคเทเบิล กับกลุ่มฟิลเทคแซท350เอ๊กซ์ทีโฟลเอเบิล แต่กลุ่มเคลียร์ฟิลเอพีเอ๊กซ์ เอสเททิก โฟล และกลุ่มจีเนียล ยูนิเวอร์แซล อินเจคเทเบิล มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ หลังผ่านกระบวนการเร่งอายุพบว่ากลุ่มเคลียร์ฟิลเอพีเอ๊กซ์มีค่าความแข็งแรงบริเวณขอบมากกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญ พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และกลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่พบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบในกลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ จากผลการศึกษาสามารถสรุปได้ว่าเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมมีค่าความแข็งแรงบริเวณขอบมากที่สุด โดยกระบวนการเร่งอายุไม่มีผลต่อค่าความแข็งแรงบริเวณขอบของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงแต่มีผลต่อเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม

คำสำคัญ : กระบวนการเร่งอายุ, ความแข็งแรงบริเวณขอบ, เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง

Abstracts

The aim of this study was to compare the edge strength of high strength flowable, conventional, and conventional flowable resin composites influenced by the accelerated aging procedure. Hundred-twenty disc specimens were prepared (7 mm x 2 mm). Six materials were placed in acrylic molds with bulk technique, light curing 40 seconds both top and bottom of the specimens. Ten specimens from each material were selected. The edge-strength before accelerated aging was tested using the universal testing machine with 2 mm ball-shaped indenter at a speed of 1 mm/min. Measurements were made at 0.5 distance from the edge. The rest of specimens were subjected to thermocycling (5000 cycles, 5 to 55±1°C, dwell time; 30 seconds). Then measured the edge-strength after accelerated aging. Two-way ANOVA followed by Tukey post-hoc test and independent *T*-test at the significant level of 0.05 was used for statistical analysis. The two-way ANOVA determined a statistically different between materials and accelerated aging. There was no significant difference between Clearfil AP-X® (CA), G-aenial Posterior® (GP), and Tetric N Flow® (TNF) on edge strength before aging. No statistically significant difference was found between Clearfil AP-X Esthetic Flow® (CEF), G-aenial Universal Injectable® (GUI), and Filtek Z350XT® flowable (FZF) but there was significant difference between CEF and GUI on edge strength before aging ($p<0.001$). The edge strength after aging of CA had significantly higher than other groups ($p<0.001$). Edge strength was significantly decreased after aging in conventional and conventional flowable resin composite groups but not in high strength flowable resin composite groups. From the result of this study, conventional resin composites had highest edge strength value. Accelerated aging had no effect on edge strength value of high strength flowable resin composites but had effect on conventional resin composites and conventional flowable resin composites.

Keywords : Accelerated aging, Edge strength, High strength flowable resin composite

Received Date: May 24, 2021 **Revised Date:** Jun 22, 2021 **Accepted Date:** Aug 12, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.17

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
ศศิประภา คูวัธนไพศาล, ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-218-8795, โทรศัพท์มือถือ: 086-898-0888, อีเมล: sasiprapa.koo@gmail.com
Correspondence to:
Sasiprapa Koowatanapaisal,Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 086-898-0888 Email: sasiprapa.koo@gmail.com

บทนำ

ปัจจุบันการบูรณะฟันด้วยวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิต (resin composite) ได้รับความนิยมมาก เนื่องจากวัสดุประเภทนี้ให้ความสวยงามโดยมีสีใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ บูรณะในโพรงฟันโดยใช้สารยึดติดจึงสามารถเตรียมโพรงฟันแบบอนุรักษ์เนื้อฟันได้ เสริมความแข็งแรงให้กับเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ซึ่งจากการถกเถียงเกี่ยวกับผลของปรอทในวัสดุบูรณะส่งผลให้ลดการใช้วัสดุประเภทอะมัลกัม (amalgam) และหันมาใช้วัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตมากขึ้น[1] นอกจากนี้การบูรณะแบบอนุรักษ์เนื้อฟันของวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิต ทำให้คงสภาพเนื้อฟันส่วนใหญ่ได้ ให้ผลสำเร็จระยะยาวในทางคลินิกที่ดี จึงจัดเป็นวัสดุบูรณะที่เหมาะสมสำหรับบูรณะฟันหลังโดยตรง (direct restoration)[2]

การแตกหักบริเวณขอบของวัสดุเป็นสาเหตุหนึ่งที่ส่งผลต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟัน โดยการเกิดการแตกหักบริเวณขอบจะนำไปสู่การรั่วซึม การผุซ้ำ และการเปลี่ยนสีบริเวณผนังของโพรงฟัน เนื่องจากการแตกหักอาจอยู่ในบริเวณที่ไม่สามารถทำความสะอาด หรือให้การรักษาแบบป้องกันได้ เช่น บริเวณด้านประชิดของฟัน ซึ่งการ

แตกหักบริเวณขอบของวัสดุมักจะเกิดในตำแหน่งที่รับแรงมาก โดยเชื่อว่าวัสดุที่มีความแข็งแรงสูงจะสามารถป้องกันการแตกหักบริเวณขอบได้[3]

การพัฒนาอย่างต่อเนื่องของวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตนำไปสู่วิธีการใช้งานของวัสดุที่สะดวกขึ้น คุณสมบัติเชิงกลดีขึ้น ลดความเครียดที่เกิดจากการหดตัวภายหลังปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization shrinkage stress) และมีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติมากขึ้น ซึ่งในปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตหลายแห่งได้มีการผลิตวัสดุชนิดใหม่คือเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง (high strength flowable composite) โดยอ้างว่าเป็นวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ที่เพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรกมากกว่าร้อยละ 50 โดยปริมาตร และมีคุณสมบัติเชิงกลด้านความแข็งแรงโค้งงอ (flexural strength) มากกว่า 150 เมกะปาสคาลซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมบางยี่ห้อ[4,5] วัสดุประเภทนี้เกิดจากการปรับปรุงผิวของวัสดุอัดแทรกทำให้สามารถลดความหนืดในขณะที่มีปริมาณวัสดุอัดแทรกเพิ่มขึ้น[6] ทำให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และยังสามารถใช้ในบริเวณที่รับแรงได้[7-10]

อย่างไรก็ตามส่วนประกอบของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงในแต่ละบริษัทมีความแตกต่างกันทั้งชนิดของเรซินเมทริกซ์ (resin matrix) ปริมาณ และขนาดของวัสดุอัดแทรก ทำให้มีคุณสมบัติแตกต่างกัน ผลการทดลองในแต่ละการศึกษาจึงมีความหลากหลาย แต่อย่างไรก็ตามคุณสมบัติเชิงกลที่ได้อาจเทียบเท่าแต่ไม่ได้สูงกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเป็นวัสดุที่ผลิตออกมาไม่นานจึงมีการศึกษาด้านคุณสมบัติของวัสดุและด้านอายุการใช้งานทางคลินิกไม่ชัดเจน จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมด้านความแข็งแรงบริเวณขอบที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันด้วยวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิต เพื่อเพิ่มความรู้ความเข้าใจถึงข้อดีข้อด้อยของวัสดุและเลือกใช้ให้เหมาะสมจึงจะทำให้เกิดประสิทธิภาพในการใช้งานสูงสุด จึงเป็นที่มาของการศึกษานี้โดยมีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม และศึกษาผลของกระบวนการเร่งอายุต่อความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุ ซึ่งมีสมมติฐานงานวิจัยคือ 1.) ไม่มีความแตกต่างกันด้านความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม 2.) กระบวนการเร่งอายุไม่มีผลต่อความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิจัย

ขนาดตัวอย่างประชากรต่อกลุ่ม

อ้างอิงตามการศึกษาของ Baroudi และคณะในปี 2008[11] ที่ศึกษาความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุ เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ และพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุกระยะห่างจากขอบ โดยระยะที่เข้าใกล้ขอบวัสดุความแข็งแรงจะลดลง คำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างโดยกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ไม่ยอมรับทั้งที่สมมติฐานเป็นจริง (Type I error, α) ร้อยละ 5 และกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับทั้งที่สมมติฐานไม่เป็นจริง (Type II error, β) ร้อยละ 80 จากนั้นนำมาคำนวณขนาดตัวอย่างประชากรต่อกลุ่ม โดยเลือกกลุ่มที่วัดที่ระยะ 0.5 มิลลิเมตร เนื่องจากจะใช้เป็นระยะในการทดสอบในงานวิจัย คำนวณโดยใช้โปรแกรม GPower เวอร์ชั่น 3.1 จากการศึกษามีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 10.2 ศึกษาใน 7 กลุ่มการทดลอง เมื่อคำนวณออกมาจะได้กลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 3 ชิ้น กำหนดร้อยละความคลาดเคลื่อนของผลอีกร้อยละ 10 ทำให้ควรมีชิ้นตัวอย่างอย่างน้อย 4 ชิ้นในแต่ละกลุ่มการทดลอง ดังนั้นในการศึกษานี้จึงพิจารณาเลือกขนาดตัวอย่างเพื่อใช้ในการทดสอบ 10 ตัวอย่างต่อกลุ่มทดสอบ

การเตรียมชิ้นตัวอย่าง

เตรียมชิ้นตัวอย่าง 120 ชิ้น โดยแบ่งเป็น 6 ผลิตภัณฑ์แสดงส่วนประกอบดังในตารางที่ 1 ผลิตภัณฑ์ละ 20 ชิ้น โดยจะแบ่งเป็นกลุ่มการทดสอบก่อนการเร่งอายุ 10 ชิ้น และหลังการเร่งอายุ 10 ชิ้น ใช้แบบหล่อชิ้นงานทำจากอะคริลิกใสทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร และมีความหนา 2 มิลลิเมตร วางบนกระจกปิดสไลด์ขนาด 22x22 มิลลิเมตร ใส่วัสดุเรซินคอมโพสิตที่จะนำมาทดสอบจนเต็มแบบหล่อชิ้นงานเป็นชั้นเดียวเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดช่องว่างระหว่างชั้น ปิดด้านบนของแบบหล่อชิ้นงานด้วยกระจกปิดสไลด์ จากนั้นฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดี (Light Curing Unit, Demi Plus, Kerr, USA) 40 วินาที ทั้งด้านบนและด้านล่างของชิ้นงาน หลังจากนั้นขัดชิ้นงานด้วยเครื่องขัด (Polishing machine, NANO 2000, PACE TECHNOLOGIES, USA) โดยใช้แผ่นซิลิกอนคาร์ไบด์เบอร์ 800 เพื่อกำจัดส่วนเกินของวัสดุ วัดความหนาของชิ้นงานซ้ำด้วยเครื่องวัดขนาดแบบดิจิตอลให้มีความหนา 2 มิลลิเมตร ทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิก นำไปตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Stereomicroscope: SZ61, OLYMPUS, Japan) ว่าพื้นผิวชิ้นงานมีลักษณะสมบูรณ์ ไม่มีรูพรุนขนาดใหญ่ รอยร้าว และการแตกหัก จากนั้นเก็บชิ้นงานในน้ำกลั่น 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 1 *แสดงส่วนประกอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ใช้ในการศึกษา*

Table 1 *The compositions of resin composites used in the study*

Resin composites	Code	Compositions	Percent filler (wt.%/vol.%)
Clearfil AP-X® (Kuraray Noritake Dental, Japan)	CA	Bis-GMA, TEGDMA, camphorquinone, silanated barium glass, silanated colloidal silica (3 μm)	85/70
G-aenial Posterior® (GC, Japan)	GP	UDMA, dimethacrylate comonomers, pre-polymer silica, lanthanoid fluoride fluoraaluminosilicate, silica (16-17 μm)	77/65
Clearfil AP-X Esthetic Flow® (Kuraray Noritake Dental, Japan)	CEF	TEGDMA, hydrophobic aromatic dimethacrylate, silanated barium glass, silanated colloidal silica (0.18-3.5 μm)	75/59
G-aenial Universal Injectable® (GC, Japan)	GUI	UDMA, Bis-MEPP, TEGDMA, silicon dioxide, strontium glass, pigments, photoinitiators (0.15 μm)	69/50
Tetric N Flow® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	TNF	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, barium glass, ytterbium fluoride, silica (0.04-3 μm)	63/39
Filtek Z350 XT® flowable (3M ESPE, USA)	FZF	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, ytterbium trifluoride (0.1-5 μm), silane-treated ceramic, silica, zirconium oxide (0.6-1.4 μm)	65/46

Bis-GMA: bisphenol A glycidyl methacrylate; TEGDMA: triethylene glycol dimethacrylate; UDMA: urethane dimethacrylate; Bis-MEPP: 2,2-Bis (4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane; Bis-EMA: ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate

การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

แบ่งกลุ่มการทดลองออกเป็น 6 กลุ่ม ตามวัสดุที่นำมาทดสอบในแต่ละบริษัทผู้ผลิต กลุ่มละ 20 ชิ้นตัวอย่าง

กลุ่มที่ 1 เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมเคลียร์ฟิลเอพีเอ็กซ์ (Clearfil AP-X®; CA)

กลุ่มที่ 2 เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมจีเนียลโพสทีเรีย (G-aenial Posterior®; GP)

กลุ่มที่ 3 เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงเคลียร์ฟิลเอพีเอ็กซ์ เอสเททิก โฟล (Clearfil AP-X Esthetic Flow®; CEF)

กลุ่มที่ 4 เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงจีเนียลยูนิเวอร์แซล อินเจคเทเบิล (G-aenial Universal Injectable®; GUI)

กลุ่มที่ 5 เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้เททริกเอนโฟล (Tetric N Flow®; TNF)

กลุ่มที่ 6 เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ฟิลเทคแซท350เอ็กซ์ทีโฟลเอเบิล (Filtek Z350 XT® flowable; FZF)

โดยแต่ละกลุ่มจะแบ่งชิ้นตัวอย่างกลุ่มละ 10 ชิ้นเป็นกลุ่มการทดลองย่อยดังนี้

กลุ่มการทดลองย่อยที่ 1 วัสดุก่อนผ่านกระบวนการเร่งอายุ

กลุ่มการทดลองย่อยที่ 2 วัสดุหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ

การจำลองกระบวนการเร่งอายุ

นำชิ้นตัวอย่างกลุ่มที่ 1 ถึง 6 กลุ่มการทดลองย่อยที่ 2 ขึ้นจากน้ำกลั่น และซับด้วยกระดาษซับให้แห้ง จากนั้นนำไปผ่านกระบวนการเร่งอายุโดยแช่ในน้ำที่อุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียส สลับกับน้ำที่อุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส อุณหภูมิละ 30 วินาที จำนวน 5000 รอบ ด้วยเครื่องเทอร์โมไซคลิง (Thermo Cycling Unit, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ประเทศไทย)

การวัดความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนและหลังการเร่งอายุ

นำชิ้นตัวอย่างกลุ่มที่ 1 ถึง 6 กลุ่มการทดลองย่อยที่ 1 ขึ้นจากน้ำกลั่น และซับด้วยกระดาษซับให้แห้ง วัดระยะห่างจากขอบ 0.5 มิลลิเมตร ทดสอบความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนการเร่งอายุโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Universal Testing Machine, รุ่น EZ-S, ยี่ห้อ SHIMADZU, JAPAN) โดยนำชิ้นตัวอย่างมาวางบนแท่นยึด กดด้วยหัวกด Rockwell รูปทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที ในแนวดิ่งบริเวณตำแหน่งที่กำหนด บันทึกค่าที่ทำให้เกิดการแตกหัก และทำเช่นเดียวกันกับกลุ่มการทดลองย่อยที่ 2 หลังจากผ่านกระบวนการเร่งอายุ

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอส เวอร์ชั่น 21 (SPSS version 21) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของเรซินคอมโพสิตกับความแข็งแรงบริเวณขอบทั้งก่อนและหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (two way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยหลังการวิเคราะห์ความแปรปรวนด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูคี (Post hoc Tukey's test) จากนั้นเปรียบเทียบความแตกต่างของความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนและหลังกระบวนการเร่งอายุในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติการทดสอบทีแบบอิสระ (independent *T*-test) ในการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการศึกษา

ผลการทดลองแต่ละกลุ่มมีการกระจายของข้อมูลแบบปกติ ค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมก่อนและหลังกระบวนการเร่งอายุจะแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 *ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของทุกกลุ่มการทดลอง*

Table 2 *Mean±SD of edge strength of all groups*

	Mean±SD of edge strength (N)	
	Before thermocycling	After thermocycling
CA	391.20±20.72^{Aa}	370.31±14.50^{Ab}
GP	377.56±25.33^{Aa}	324.89±23.83^{Bb}
CEF	302.00±25.37^{Ba}	295.83±24.83^{BCa}
GUI	263.37±18.35^{Ca}	267.98±22.88^{CDa}
TNF	381.99±21.42^{Aa}	276.64±22.81^{Cb}
FZF	289.78±25.72B^{Ca}	241.14±24.44^{Db}

Different superscript uppercase letters in the same column showed significant different of mean edge strength value at p<0.05

Different superscript lowercase letters in the same row showed significant different of mean edge strength value at p<0.05

พบว่าก่อนกระบวนการเร่งอายุค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม CA กลุ่ม GP และกลุ่ม TNF มีค่าเฉลี่ยไม่แตกต่างกัน โดยมีค่าเฉลี่ยบริเวณขอบมากกว่ากลุ่ม CEF กลุ่ม GUI และกลุ่ม FZF อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม FZF ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่ม CEF และกลุ่ม GUI (p=0.887 และ p=0.142 ตามลำดับ) แต่กลุ่ม CEF มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบมากกว่ากลุ่ม GUI อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.001) หลังผ่านกระบวนการเร่งอายุพบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม CA มีค่ามากกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญ (p<0.001) ส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม CEF ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่ม GP กลุ่ม GUI และกลุ่ม TNF (p=0.131, p=0.146 และ p=0.490 ตามลำดับ) แต่ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม GP มีค่ามากกว่ากลุ่ม GUI และกลุ่ม TNF อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.001) และค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่ม GUI ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่ม FZF (p=0.166)

เมื่อเปรียบเทียบอิทธิพลร่วมของปัจจัย ได้แก่ ชนิดของเรซินคอมโพสิต และการผ่านกระบวนการเร่งอายุด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง พบว่าชนิดของเรซินคอมโพสิตและการผ่านกระบวนการเร่งอายุด้วยวิธีเทอร์โมไซคลิงมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.001) ดังนั้นทั้งชนิดของเรซินคอมโพสิต และการเทอร์โมไซคลิงมีอิทธิพลต่อค่าความแข็งแรงบริเวณขอบ ดังแสดงในตารางที่ 3

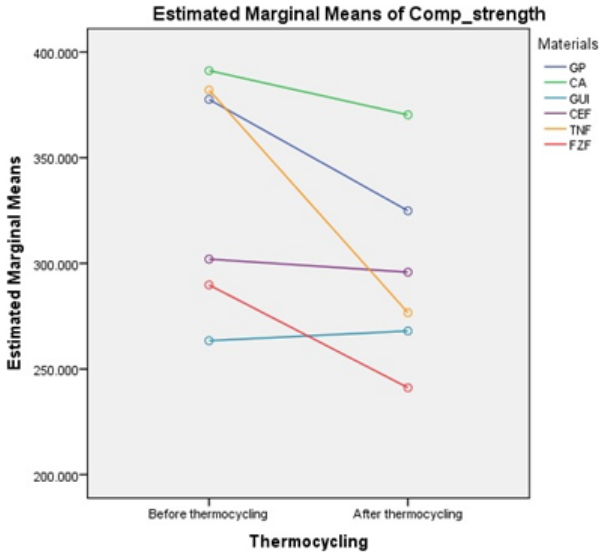
ตารางที่ 3 *การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางระหว่างชนิดของเรซินคอมโพสิตและการเทอร์โมไซคลิงที่ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงบริเวณขอบ*

Table 3 *Two-way ANOVA for resin composite materials and thermocycling on edge strength value*

Source	df	Sum of Squares	Mean Square	F	*P*
Materials	5	219723.972	43944.794	84.945	<0.001
Thermo	1	43748.135	43748.135	84.565	<0.001
Materials*Thermo	5	39929.419	7985.884	15.437	<0.001

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุก่อนและหลังกระบวนการเร่งอายุ พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบของกลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม (กลุ่ม CA และกลุ่ม GP) และกลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม (กลุ่ม TNF และกลุ่ม FZF) มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ (p<0.05) ส่วนกลุ่มของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่

ได้ความแข็งแรงสูง (กลุ่ม CEF และกลุ่ม GUI) จะพบว่ามีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบเปลี่ยนแปลงอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีเพียงกลุ่ม GUI เท่านั้นที่มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบเพิ่มขึ้นหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ (กลุ่ม CEF และกลุ่ม GUI มีค่า p=0.589 และ p=0.625 ตามลำดับ) ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 *กราฟแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนและหลังเทอร์โมไซคลิงของวัสดุแต่ละชนิด*

Figure 1 *Graph shows the mean of edge strength value of each materials before and after thermocycling*

บทวิจารณ์

หนึ่งในสาเหตุของความล้มเหลวของการบูรณะด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตเกิดจากการแตกหัก โดยเกิดการแตกหักบริเวณขอบร้อยละ 18 และการแตกหักเป็นก้อน (bulk) ร้อยละ 7[12] การศึกษานี้เป็นการจำลองแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิต โดยเปรียบเทียบความแข็งแรงบริเวณขอบระหว่างเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซิน คอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมทั้งก่อนและหลังการใช้งาน ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงบริเวณขอบเป็นวิธีที่มีมาตรฐานสามารถบอกถึงคุณสมบัติของวัสดุได้[13] จากการศึกษานี้พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของค่าความแข็งแรงบริเวณขอบในแต่ละกลุ่มการทดลอง จึงปฏิเสธสมมติฐานที่ว่าไม่มีความแตกต่างกันด้านความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม โดยมีค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักบริเวณขอบระหว่าง 241.14±24.44 ถึง 391.20±20.72 นิวตัน ซึ่งค่าที่ได้อาจแตกต่างกันไปในแต่ละการศึกษาเนื่องจากความแตกต่างของวัสดุที่นำมาทดสอบ ชนิดของเครื่องทดสอบ และลักษณะของหัวกด โดยจากการศึกษาของ Quinn และคณะในปี 2014 พบว่าลักษณะของหัวกดที่ใช้ทดสอบไม่มีผลต่อการแตกหักบริเวณขอบ แต่ความคมของหัวกดเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผล เนื่องจากหัวกดที่มีความคมจะทำให้เกิดแรงแบบลิ่ม (wedging force) ได้มากกว่าหัวกดชนิดอื่น[14] และการกดด้วยหัวกดที่คมจะทำให้วัสดุเกิดการบิดเบี้ยวเพิ่มขึ้นในตำแหน่งที่ถูกกดทำให้ผลของแรงไม่แปรผันตามระยะทางที่เพิ่มขึ้น[13]

การศึกษานี้ไม่พบความสัมพันธ์ของค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบกับปริมาณร้อยละของวัสดุอัดแทรก โดยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงกลุ่ม CEF และกลุ่ม GUI ที่มีปริมาณวัสดุอัดแทรกมากกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมกลุ่ม TNF และกลุ่ม FZF แต่กลับมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงบริเวณขอบก่อนกระบวนการเร่งอายุที่น้อยกว่า สอดคล้องกับการศึกษาของ Baroudi และคณะในปี 2008 พบว่าโอกาสการแตกหักของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้จะเกิดบริเวณขอบของวัสดุมากกว่าบริเวณกึ่งกลางของวัสดุ และไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงบริเวณขอบกับร้อยละโดยน้ำหนักของวัสดุ อัดแทรกของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ที่นำมาทดสอบในทุกระยะห่างจากขอบวัสดุ[11] และการศึกษาของ Balos และคณะในปี 2013 ที่พบว่าการใส่วัสดุอัดแทรกซิลิกาขนาดนาโน (nanosilica) ไม่เพิ่มคุณสมบัติทางกลด้านความแข็งแรงโค้งงอและความแข็งแรงผิว[15] ซึ่งความต้านทานการแตกหักบริเวณขอบมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความต้านทานการแตกหัก (fracture toughness)[16] แต่มีความสัมพันธ์เชิงลบกับความแข็ง (hardness) ของวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิต[14] และจากการศึกษาของ Jager และคณะในปี 2016 พบว่ามีหลายปัจจัยที่ทำให้เพิ่มความแข็งผิว และปริมาณวัสดุอัดแทรกก็เป็นหนึ่งในปัจจัยหลักนั้น[17] จึงอาจเป็นเหตุผลหนึ่งที่ทำให้เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงที่มีปริมาณวัสดุอัดแทรกเพิ่มขึ้น และมีการเชื่อมกันแน่นของวัสดุอัดแทรกกับเมทริกซ์ ทำให้วัสดุมีความแข็งมากขึ้น ความต้านทานการแตกหักบริเวณขอบจึงน้อยกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม

นอกจากนี้มอนอเมอร์ที่สำคัญต่อการไหลแผ่ของวัสดุเรซินคอมโพสิต เช่น ไตรเอทิลีนไกลคอล ไดเมทาคริเลท (triethylene glycol dimethacrylate, TEGDMA) และ ยูริเทน ไดเมทาคริเลท (urethane dimethacrylate, UDMA) อาจเป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงบริเวณขอบมากกว่าปริมาณของวัสดุอัดแทรก โดยเรซินคอมโพสิตที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ ชนิดไตรเอทิลีนไกลคอล ไดเมทาคริเลท และยูริเทน ไดเมทาคริเลท จะมีค่าความต้านทานการแตกหักมากกว่าเรซินคอมโพสิตที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ชนิดอีทอกซิเลท บิสฟีนอล เอ ไกลคอล ไดเมทาคริเลท (ethoxylated

bisphenol A glycol dimethacrylate, Bis-EMA)[18] ซึ่งในการศึกษานี้กลุ่ม FZF เป็นกลุ่มเดียวที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ชนิดอีทอกซิเลท บิสฟีนอล เอ ไกลคอล ไดเมทาคริเลท และมีผลค่าความแข็งแรงบริเวณขอบน้อยที่สุดหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ และการศึกษาของ Rodriguez และคณะในปี 2019 ยังชี้ให้เห็นว่ารูปร่าง ชนิดและขนาดของวัสดุอัดแทรกมีผลต่อคุณสมบัติเชิงกล โดยวัสดุอัดแทรกชนิดซิลิกานาโนคลัสเตอร์รูปทรงโดนัท (doughnut-shape nanoclusters) และวัสดุอัดแทรกอสัณฐานขนาดไมโคร (amorphous microparticles) ให้คุณสมบัติเชิงกลใกล้เคียง หรืออาจดีกว่าวัสดุอัดแทรกขนาดนาโนรูปทรงกลม (spherical nanoclusters) ที่นิยมใช้ในวัสดุเรซินคอมโพสิตในปัจจุบัน[19] ซึ่งวัสดุกลุ่ม CA GP CEF TNF มีวัสดุอัดแทรกรูปร่างอสัณฐานขนาดไมโคร[5,20-22] กลุ่ม GUI มีวัสดุอัดแทรกรูปร่างอสัณฐานขนาดนาโน[4] ส่วนกลุ่ม FZF มีวัสดุอัดแทรกรูปทรงกลม[23] จึงอาจเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อความแข็งแรงบริเวณขอบในการศึกษานี้

ผลการศึกษานี้พบว่าชนิดของเรซินคอมโพสิตและการผ่านกระบวนการเร่งอายุมีอิทธิพลต่อค่าความแข็งแรงบริเวณขอบ นอกจากนี้พบว่ากระบวนการเร่งอายุส่งผลให้ความแข็งแรงบริเวณขอบของเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิด ไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิมลดลงอย่างมีนัยสำคัญ จึงปฏิเสธสมมติฐานการวิจัยที่ว่ากระบวนการเร่งอายุไม่มีผลต่อความแข็งแรงบริเวณขอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม โดยการทำเทอร์โมไซคลิงเป็นกระบวนการเร่งอายุโดยจำลองอุณหภูมิในช่องปากที่มีการเปลี่ยนแปลงจากการดื่มน้ำและรับประทานอาหาร ทำให้วัสดุที่นำมาทดสอบเกิดการเสื่อมสลายโดยน้ำ (hydrolysis) และอุณหภูมิ (thermal degradation)[24] จากการศึกษาเกี่ยวกับผลของการเร่งอายุด้วยวิธีเทอร์โมไซคลิงต่อความแข็งแรงโค้งงอของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบูรณะโดยอ้อมของ Kawano และคณะในปี 2001 พบว่าวัสดุทุกกลุ่มที่ใช้ในการทดสอบมีความแข็งแรงโค้งงอลดลงอย่างมีนัยสำคัญหลังการทำเทอร์โมไซคลิง แต่อย่างไรก็ตามไม่พบการเปลี่ยนแปลงของความแข็งแรงโค้งงอหลังการทำเทอร์โมไซคลิงมากกว่า 5000 รอบ[25] นอกจากนี้การศึกษาของ Ghavami-Lahiji และคณะในปี 2018 พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวเรซินคอมโพสิตหลังการทำเทอร์โมไซคลิง โดยพบการเผยผึ่งของวัสดุอัดแทรกและมีบางส่วนหลุดออก[26] ซึ่งการดูดน้ำของวัสดุเรซินคอมโพสิตส่งผลต่อคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ เนื่องจากน้ำจะไปสลายพันธะเคมีระหว่างสารเชื่อม (silane) กับผิววัสดุอัดแทรก ทำให้เกิดการแยกกันของวัสดุอัดแทรกและเมทริกซ์เรซินเกิดการอ่อนตัว และการหลุดออกของวัสดุอัดแทรก[24, 27] แต่ผลการศึกษานี้ไม่พบการลดลงอย่างมีนัยสำคัญหลังกระบวนการเร่งอายุของกลุ่มเรซินคอมโพสิตไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูง อาจเนื่องมาจากความแตกต่างด้านองค์ประกอบ การเชื่อมกันของวัสดุอัดแทรกและเมทริกซ์ที่มีการพัฒนาให้มีการเชื่อมกันแน่นกว่ากลุ่มเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม จากการศึกษาของ Oliveira และคณะในปี 2010 พบว่าวัสดุที่มีความแน่นหนาของการเชื่อมต่อของสายพอลิเมอร์มากจะมีการดูดน้ำน้อยกว่าเนื่องจากมีช่องว่างระหว่างสายพอลิเมอร์ที่น้อยกว่า[28] ซึ่งการศึกษาของ Pfeifer และคณะในปี 2009 พบว่าการเชื่อมกันอย่างแน่นหนาของสายพอลิเมอร์ส่งผลต่อคุณสมบัติความต้านการแตกหักของวัสดุ และเกิดการเสื่อมสลายต่ำ โดยเรซินคอมโพสิตที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ชนิดไตรเอทิลีนไกลคอล ไดเมทาคริเลทจะเป็นโมเลกุลที่ช่วยในการเชื่อมสายพอลิเมอร์ให้มีความแน่นหนามากที่สุด รองลงมาคือมอนอเมอร์ชนิดยูริเทน ไดเมทาคริเลท มอนอเมอร์ชนิดไตรเอทิลีนไกลคอล ไดเมทาคริเลทร่วมกับยูริเทน ไดเมทาคริเลท และมอนอเมอร์ชนิดอีทอกซิเลท บิสฟีนอล เอ ไกลคอล ไดเมทนคริเลท ตามลำดับ[18] ซึ่งหากจัดลำดับตามความแน่นหนาของสายพอลิเมอร์จะพบว่ากลุ่ม CA และกลุ่ม CEF มีความแน่นหนาของสายพอลิเมอร์มากที่สุด รองลงมาคือกลุ่ม GP กลุ่ม GUI และกลุ่ม TNF กลุ่มที่มีความแน่นหนาน้อยที่สุดคือกลุ่ม FZF แต่อย่างไรก็ตามไม่สามารถสรุปความแน่นหนาของสายพอลิเมอร์ได้แน่ชัด เนื่องจากอาจมีปัจจัยอื่นมาเกี่ยวข้อง เช่น ร้อยละโดยโมลของมอนอเมอร์ในแต่ละวัสดุ และผลของมอนอเมอร์ชนิดอื่นในวัสดุ

จากผลการศึกษานี้พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตที่นำมาศึกษาสามารถทนแรงกดที่ตำแหน่งห่างจากขอบวัสดุ 0.5 มิลลิเมตร ได้ตั้งแต่ 241.14±24.44 ถึง 391.20±20.72 นิวตัน ซึ่งมีค่ามากกว่าแรงบดเคี้ยวปกติในผู้ใหญ่ที่มีค่าระหว่าง 70 ถึง 150 นิวตัน[29] วัสดุที่นำมาศึกษาจึงสามารถใช้บูรณะในผู้ป่วยที่มีแรงบดเคี้ยวปกติได้

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดเนื่องจากเป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ จึงไม่สามารถจำลองสภาวะจริงในทางคลินิกที่อาจส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุได้ เช่น ผลของสารยึดติด ความลึก และลักษณะที่แตกต่างกันของโพรงฟัน ผลที่ได้จากการศึกษาจึงใช้เป็นแนวทางขั้นต้นในการพิจารณาเลือกใช้วัสดุให้เหมาะกับแรงบดเคี้ยวในผู้ป่วยแต่ละราย นอกจากนี้ผลการศึกษาที่ได้อาจไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับเรซินคอมโพสิตที่ไม่ได้นำมาศึกษาในครั้งนี้ได้ เนื่องจากอาจมีองค์ประกอบที่แตกต่างกัน

สรุปผลการศึกษา

จากผลการศึกษาภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้สามารถสรุปได้ว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงไม่ได้มีความแข็งแรงบริเวณขอบสูงกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม แต่กระบวนการเร่งอายุไม่ทำให้ค่า

ความแข็งแรงบริเวณขอบของเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ความแข็งแรงสูงเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ โดย G-aenial Universal Injectable เป็นกลุ่มเดียวที่มีความแข็งแรงบริเวณขอบเพิ่มขึ้นหลังผ่านกระบวนการเร่งอายุ ส่วนเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้แบบดั้งเดิม มีความแข็งแรงบริเวณขอบลดลงอย่างมีนัยสำคัญหลังกระบวนการเร่งอายุ แต่อย่างไรก็ตามเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมมีค่าความแข็งแรงบริเวณขอบมากที่สุดทั้งก่อนและหลังกระบวนการเร่งอายุ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร. สรนันทร์ จันทรางศุ ที่ให้คำแนะนำและช่วยเหลือด้านสถิติงานวิจัย และขอขอบคุณบุคลากรประจำศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือต่าง ๆ ในการทำวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. ***J Am Dent Assoc*** 1995;126(5):663-4, 7-8, 71-2.

2. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. ***J Dent Res*** 2010; 89(10):1063-7.

3. Watts DC, Issa M, Ibrahim A, Wakiaga J, Al-Samadani K, Al-Azraqi M, *et al.* Edge strength of resin-composite margins. ***Dent Mater*** 2008;24(1):129-33.

4. GC Corporation. G-aenial Universal Injectable Technical Manual: GC Europe; 2018 [Available from: https://europe.gc.dental/en-AO/products/gaenialuniversalinjectable.

5. Kuraray Noritake Dental Inc. Clearfil AP-X Esthetics Flow: Kuraray Noritake Dental Inc; 2020 [Available from: https://www.kuraraynoritake.com/world/product/composites/clearfil_apx_estflow.html.

6. Nazari A, Sadr A, Saghiri MA, Campillo-Funollet M, Hamba H, Shimada Y, *et al.* Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography. ***Dent Mater*** 2013;29(3):278-86.

7. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. ***Oper Dent*** 2015;40(2):172-80.

8. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. ***Dent Mater*** 2016; 32(8):998-1006.

9. Rocha Gomes Torres C, Rego HM, Perote LC, Santos LF, Kamozaki MB, Gutierrez NC, *et al.* A split-mouth randomized clinical trial of conventional and heavy flowable composites in class II restorations. ***J Dent*** 2014;42(7):793-9.

10. Kitasako Y, Sadr A, Burrow MF, Tagami J. Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. ***Aust Dent J*** 2016;61(3):366-73.

11. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. Edge-strength of flowable resin-composites. ***J Dent*** 2008;36(1):63-8.

12. Burke FJ, Wilson NH, Cheung SW, Mjor IA. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. ***J Dent*** 2001;29(5):317-24.

13. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. ***Dent Mater*** 2015;31(1):26-36.

14. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. ***Dent Mater*** 2014;30(5):e112-23.

15. Balos S, Pilic B, Petronijevic B, Markovic D, Mirkovic S, Sarcev I. Improving mechanical properties of flowable dental composite resin by adding silica nanoparticles. ***Vojnosanit Pregl*** 2013;70(5):477-83.

16. Chai H, Lawn BR. A universal relation for edge chipping from sharp contacts in brittle materials: a simple means of toughness evaluation. ***Acta Mater*** 2007;55(7):2555-61.

17. Jager S, Balthazard R, Dahoun A, Mortier E. Filler Content, Surface Microhardness, and Rheological Properties of Various Flowable Resin Composites. ***Oper Dent*** 2016;41(6):655-65.

18. Pfeifer CS, Silva LR, Kawano Y, Braga RR. Bis-GMA co-polymerizations: influence on conversion, flexural properties, fracture toughness and susceptibility to ethanol degradation of experimental composites. ***Dent Mater*** 2009;25(9):1136-41.

19. Rodriguez HA, Kriven WM, Casanova H. Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. ***Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*** 2019;101:274-82.

20. Fischer K, Lendenmann U. Tetric N-Collection Scientific Documentation: Ivoclar Vivadent; 2010 [Available from: https://asia.ivoclarvivadent.com/en-as/all-products/composites/tetric-n-line.

21. GC Corporation. G-aenial Anterior and Posterior technical manual: GC EUROPE; 2012 [Available from: https://cdn.gceurope.com/v1/PID/.gaenial/manual/MAN_G-aenial_Anterior-Posterior_en.pdf.

22. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, micro-hardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. ***Dent Mater J*** 2009;28(1):102-12.

23. Askikfgajer V HF, Hainety AS. Filtek technical product profile: 3M ESPE; 2010 [Available from: https://multimedia.3m.com/mws/

media/7278180/filtek-z350-xt-flowable-restorative-technical-product-profile.pdf.
24. Souza RO, Ozcan M, Michida SM, de Melo RM, Pavanelli CA, Bottino MA, *et al.* Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. ***J Prosthodont*** 2010;19(3):218-25.
25. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. ***J Oral Rehabil*** 2001;28(8):703-7.
26. Ghavami-Lahiji M, Firouzmanesh M, Bagheri H, Jafarzadeh Kashi TS, Razazpour F, Behroozibakhsh M. The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. ***Restor Dent Endod*** 2018;43(2):e26.
27. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. ***J Dent*** 2003;31(1):43-50.
28. de Oliveira JC, Aiello G, Mendes B, Urban VM, Campanha NH, Jorge JH. Effect of Storage in Water and Thermocycling on Hardness and Roughness of Resin Materials for Temporary Restorations. ***Mater Res-Ibero-Am J*** 2010;13(3):355-9.
29. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. ***J Dent Res*** 1956;35(5):671-3.

บทวิทยาการ

ความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปาก

Cytotoxicity of *Melaleuca Cajuputi Powell* and *Cymbopogon Citratus* Essential Oil Formulated in Alcohol-free Mouthwash on Oral Fibroblast Cell

จิตรลดา ธนาภินันท์[1], จินตนา อิทธิเดชารณ[2], เพ็ญพิชชา วนจันทรรักษ์[3], ธนพัฒน์ ศาสตระรุจิ[3]

Jidlada Thanabhinunt[1], Chintana Itthidecharon[2], Phenphichar Wanachantararak[3], Thanapat Sastraruji[3]

[1]โรงพยาบาลศรีวิไล อำเภอศรีวิไล จ.บึงกาฬ ประเทศไทย

[1]Sriwilai hospital, Sriwilai district, Buengkan, Thailand

[2]ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

[2]Department of Family and Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

[3]ศูนย์วิจัยทางทันตแพทยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

[3]Dentistry Research Center, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากชนิดเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ ศึกษาในห้องปฏิบัติการ โดยเลี้ยงเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ในจานเพาะเลี้ยงชนิด 96 หลุม หลุมละ 2.5 x10^4 เซลล์ ในอาหารเลี้ยงเซลล์ชนิดดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี ที่มีซีรัมจากลูกวัวในครรภ์ความเข้มข้นร้อยละ 10 และยาปฏิชีวนะ แบ่งน้ำยาบ้วนปากเป็น 5 กลุ่มทดลอง ได้แก่ กลุ่มทดลองที่ 1 น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐาน กลุ่มทดลองที่ 2 น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml กลุ่มทดลองที่ 3 น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml กลุ่มทดลองที่ 4 น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml และกลุ่มทดลองที่ 5 น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้น ร้อยละ 0.12 นำน้ำยาบ้วนปากทั้ง 5 กลุ่มทดลองเจือจางความเข้มข้นลงครั้งละสองเท่าใส่ลงในจานเพาะเลี้ยง กำหนดกลุ่มควบคุมบวก คือ หลุมที่ใส่น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 กลุ่มควบคุมลบ คือ หลุมที่ใส่เฉพาะอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี นำจานเพาะเลี้ยงไปบ่มในตู้เพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยวิธีเอ็มทีทีและวิธีแอลดีเอช วัดค่าการดูดกลืนแสงด้วยเครื่องอ่านความยาวคลื่นและคำนวณค่าความมีชีวิตของเซลล์ เปรียบเทียบระดับความเข้มข้นที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ของน้ำยาบ้วนปากทั้ง 5 กลุ่มทดลอง โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวตามด้วยการเปรียบเทียบพหุคูณ (multiple comparison) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ผลการศึกษาเมื่อทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยวิธีเอ็มทีที พบว่า ความเข้มข้นมากที่สุดที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ของทั้ง 5 กลุ่มทดลองอยู่ที่ระดับความเข้มข้น 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 และ 1:128 ตามลำดับ และแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ส่วนการทดสอบด้วยวิธีแอลดีเอช พบว่า ความเข้มข้นมากที่สุดที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์อยู่ที่ระดับความเข้มข้น 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 และ 1:256 ตามลำดับ และแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) สรุปได้ว่าน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐานมีความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์น้อยที่สุด น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยทั้งสองชนิดมีความเป็นพิษต่อเซลล์เท่ากับน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวเพียงอย่างเดียว และน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 มีความเป็นพิษต่อเซลล์มากที่สุด

คำสำคัญ: ความเป็นพิษ, เซลล์สร้างเส้นใยช่องปาก, ตะไคร้, น้ำมันหอมระเหย, น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์, เสม็ดขาว

Abstract

The aim of this study was to determine the cytotoxicity of *Melaleuca cajuputi Powell* and *Cymbopogon citratus* essential oil formulated in alcohol-free mouthwash on oral fibroblast cell; human gingival fibroblast cell. *In vitro* study, human gingival fibroblast cells were plated in 96-well plates with 2.5 x10^4 cell/well and cultured in DMEM (no phenol red) containing 10% FBS and antibiotics. Mouthwashes were divided into 5 groups; alcohol-free mouthwash with basic ingredients, alcohol-free mouthwash with essential oil from *Cymbopogon citratus* 4 µl/ml, alcohol-free mouthwash with essential oil from *Melaleuca cajuputi Powell* 8 µl/ml, alcohol-free mouthwash supplemented with 4 µl/ml *Cymbopogon citratus* and 8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* mix essential oils and 0.12% chlorhexidine mouthwash. The concentration of all groups was prepared by two-folds dilution in 96-well plate; the positive control cultured in 0.12% chlorhexidine mouthwash and the negative control cultured in DMEM (no phenol red). Plates were incubated for 24 hours in incubator at 37 °C, 5% CO_2, 100% humidity and determined the cytotoxicity by MTT assay and LDH assay. Cell viability was measured by optical density and ELISA Reader machine was use to read the result. One-way ANOVA analysis follow by multiple comparison at 95 % confidence of interval to compare non-cytotoxic concentration of 5 groups. MTT assay showed that the maximum non-cytotoxic concentration of 5 groups was at 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 and 1:128, respectively and statistically significant differences ($p<0.05$). LDH assay showed the maximum non-cytotoxic concentration was at 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 and 1:256, respectively and statistically significant differences ($p<0.05$). In conclusion, the alcohol-free mouthwash with basic ingredients was least cytotoxicity to human gingival fibroblast cell. The alcohol-free mouthwash supplemented with 4 µl/ml *Cymbopogon citratus* was less cytotoxicity than alcohol-free mouthwash with essential oil from *Melaleuca cajuputi Powell* 8 µl/ml. The alcohol-free mouthwash supplemented with both mix essential oils and alcohol-free mouthwash with essential oil from *Melaleuca cajuputi Powell* was non-cytotoxicity at the same concentration. 0.12% chlorhexidine mouthwash was the most cytotoxicity.

Keywords: Cytotoxicity, Oral fibroblast cell, *Cymbopogon citratus*, Essential oil, Alcohol-free mouthwash, *Melaleuca cajuputi Powell*

Received Date: May 21, 2021 **Revised Date:** Jun 10, 2021 **Accepted Date:** Jul 23, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.18

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :

จินตนา อิทธิเดชารณ ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่ 50200 ประเทศไทย โทร: 053-944470, 086-920-1393 อีเมล: chintana.itt@cmu.ac.th

Correspondence to :

Chintana Itthidecharon, Department of Family and Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, 50200 Thailand Tel: 053-944470, 086-920-1393 E-mail: chintana.itt@cmu.ac.th

บทนำ

ผลิตภัณฑ์น้ำยาบ้วนปากนิยมใช้กันอย่างแพร่หลายและมีหลากหลายชนิด American Dental Association (ADA)[1] แบ่งประเภทของน้ำยาบ้วนปากเป็น 2 ประเภท คือ น้ำยาบ้วนปากชนิดทั่วไป (cosmetic mouthwash) เป็นน้ำยาบ้วนปากที่ไม่สามารถกำจัดเชื้อแบคทีเรียในช่องปาก ใช้เพื่อควบคุมกลิ่นปากชั่วคราวหรือใช้ในระยะเวลาสั้น ๆ เท่านั้น และน้ำยาบ้วนปากที่ใช้รักษาโรคในช่องปาก (therapeutic mouthwash) เป็นน้ำยาบ้วนปากที่มีสารออกฤทธิ์ (active ingredients) ควบคุมและลดคราบจุลินทรีย์ ลดการเกิด

เหงือกอักเสบ กลิ่นปากและฟันผุ สรรพคุณและประสิทธิภาพของน้ำยาบ้วนปากแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดและส่วนประกอบในผลิตภัณฑ์ ถึงแม้ผลข้างเคียงจากการใช้น้ำยาบ้วนปากพบได้น้อยมาก แต่พบว่ามีรายงานการเกิดอาการแพ้จากส่วนผสมบางชนิดในน้ำยาบ้วนปากได้[2] ผลิตภัณฑ์น้ำยาบ้วนปากที่นำมาใช้จึงต้องคำนึงถึงความปลอดภัยและความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย (biocompatibility) ต้องได้รับการประเมินความปลอดภัยของผลิตภัณฑ์ตามมาตรฐานผลิตภัณฑ์ที่กำหนด การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ในห้องปฏิบัติการ (cytotoxicity *in vitro*) จึงเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biological evaluation)[3] และเป็นเครื่องบ่งชี้ในการประเมินความเป็นพิษต่อเซลล์ของผลิตภัณฑ์ เนื่องจากเป็นวิธีการทดสอบที่ทำได้ง่าย รวดเร็ว และมีประสิทธิภาพ[4]

ในช่องปากพื้นผิวบริเวณตัวฟันไม่ใช่เพียงส่วนเดียวที่เกิดการสร้างคราบจุลินทรีย์ แต่บริเวณเนื้อเยื่อช่องปาก และลิ้นก็เป็นแหล่งในการกักเก็บแบคทีเรียและเกิดการสร้างคราบจุลินทรีย์ได้เช่นเดียวกัน ดังนั้นการใช้น้ำยาบ้วนปากเป็นประจำจึงช่วยเสริมการทำความสะอาดนอกเหนือจากการแปรงฟัน ลดเชื้อแบคทีเรียและคราบจุลินทรีย์ในช่องปากได้[5,6] น้ำยาบ้วนปากที่นิยมใช้ในทางทันตกรรมได้แก่ น้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮ็กซิดีน (chlorhexidine) เนื่องจากมีฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย ลดการเกิดเหงือกอักเสบ ลดคราบจุลินทรีย์[6] และมีฤทธิ์ในการต้านราแคนดิดาอัลบิแคนส์ (*C. albicans*)[7] แต่เนื่องจากมีรสชาติที่ไม่ดี ใช้เป็นระยะเวลานานทำให้การรับรสเปลี่ยนแปลง และเกิดการติดสีน้ำตาล (brown staining) ที่ตัวฟัน เนื้อเยื่อช่องปาก และลิ้น[6,7] มีรายงานการศึกษาพบว่า น้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮ็กซิดีนมีความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์และเซลล์เนื้อเยื่อบุผิว (epithelial cell) ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นที่นำมาใช้[2,8] จากผลข้างเคียงที่ไม่พึงประสงค์ต่าง ๆ เหล่านี้ ทำให้มีการนำสมุนไพรมาใช้ในการรักษาและป้องกันโรคที่เกิดในช่องปากมากขึ้น โดยนำสรรพคุณในการเป็นยารักษาโรคมาใช้ประโยชน์เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา ใช้เป็นส่วนผสมในผลิตภัณฑ์ดูแลสุขภาพช่องปากทั้งในรูปแบบของยาสีฟันหรือน้ำยาบ้วนปาก มีการนำสมุนไพรผสมในน้ำยาบ้วนปากในรูปแบบของน้ำมันหอมระเหย (essential oil) ซึ่งเป็นสารออกฤทธิ์ในน้ำยาบ้วนปาก มีการศึกษาพบว่า น้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมของน้ำมันหอมระเหยมีฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรีย ลดการเกิดเหงือกอักเสบ ลดการเกิดคราบจุลินทรีย์ และช่วยให้ลมหายใจสะอาด (fresh breath)[6] รวมถึงน้ำมันหอมระเหยจากเสม็ดขาวและตะไคร้ เสม็ดขาวเป็นพืชที่พบได้ในพื้นที่ดินเค็มแถวชายฝั่งทะเล ในประเทศไทยพบต้นเสม็ดขาวได้มากทางภาคตะวันตกเฉียงใต้ ภาคตะวันออก และภาคใต้ น้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวมีฤทธิ์ในการต้านเชื้อจุลชีพได้หลายชนิด[9,10] รวมทั้งมีฤทธิ์ต้านราแคนดิดาอัลบิแคนส์[11] ตะไคร้เป็นพืชที่พบได้ทั่วไปในประเทศไทย[12] น้ำมันหอมระเหยตะไคร้มีฤทธิ์ในการต้านราแคนดิดาอัลบิแคนส์[13,14] ลดการเกิดคราบจุลินทรีย์[15] มีฤทธิ์ต้านเชื้อจุลชีพสร้างแผ่นชีวภาพ (biofilm) ที่สัมพันธ์กับการเกิดฟันผุ[16] และช่วยลดกลิ่นปากได้[17] มีการศึกษาอิทธิพลของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในตำรับน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์เพื่อต้านราแคนดิดาอัลบิแคนส์ ด้วยวิธี disc diffusion และ broth microdilution พบว่า ตำรับน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ส่วนผสมจากน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวความเข้มข้น 8 µl/ml และตะไคร้ความเข้มข้น 4 µl/ml มีฤทธิ์ยับยั้งการเจริญเติบโตของราแคนดิดาอัลบิแคนส์ได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[18] ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาเป็นตำรับน้ำยาบ้วนปากในอนาคต ทั้งนี้ ยังไม่พบรายงานการศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์ในช่องปาก ดังนั้น ในการศึกษาวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปาก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมเซลล์เพาะเลี้ยง

เซลล์สร้างเส้นใยช่องปากที่ใช้ในการศึกษาเป็นเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ มีหลักเกณฑ์การคัดเข้า คือ อาสาสมัครที่มารับการรักษา ณ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จำนวน 3 คน อายุระหว่าง 18-25 ปี ถอนฟันด้วยเหตุผลทางทันตกรรมจัดฟันหรือตามคำแนะนำของทันตแพทย์ ฟันแท้ซี่ที่จะถอนเป็นฟันกรามซี่ที่สามในขากรรไกรบนหรือขากรรไกรล่าง มีสภาพสมบูรณ์ ไม่มีโรคฟันผุ ไม่มีโรคของเนื้อเยื่อในฟัน และไม่มีการอักเสบของอวัยวะปริทันต์ ได้เซ็นใบยินยอมให้เก็บชิ้นเนื้อเยื่อเหงือก โดยโครงการนี้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการพิทักษ์สิทธิ์สวัสดิภาพและป้องกันภยันตรายของผู้ถูกวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (เอกสารเลขที่ 64/2562) และผ่านการรับรองด้านความปลอดภัยทางชีวภาพจากคณะกรรมการความปลอดภัยทางชีวภาพระดับส่วนงานชุดที่ 5 มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (Approval No. CMUIBC A-0563003) หลักเกณฑ์การคัดออก คือ อาสาสมัครที่มีโรคทางระบบ รับประทานยารักษาโรคใด ๆ เป็นประจำ ฟันซี่ที่ถอนเกิดความซับซ้อนขึ้นระหว่างการถอนฟันจนทำให้ไม่สามารถเก็บตัวอย่างชิ้นเนื้อเยื่อเหงือกได้

นำฟันตัวอย่างมาล้างด้วยสารละลายพีบีเอส (phosphate buffer saline; PBS) ตัดชิ้นเนื้อเยื่อเหงือกที่ติดมากับฟันที่ถูกถอนให้มีขนาดประมาณ 1x1x1 มิลลิเมตร นำไปวางในจานเพาะเลี้ยง เติมอาหารเลี้ยงเซลล์ชนิดดีเอ็มอีเอ็ม (Dulbecco's modified Eagle's medium; DMEM) ที่มีซีรัมจากลูกวัวในครรภ์ความเข้มข้นร้อยละ 10 (fetal bovine serum ; FBS) และยาปฏิชีวนะเพนนิซิลินจีโซเดียม

(Penicillin G sodium) 10,000 หน่วยต่อมิลลิลิตร สเตรปโตมัยซินซัลเฟต (Streptomycin sulfate) 100,000 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร แอมโฟเทอริซินบี (Amphotericin B) 25 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร และแอลกลูตามีน (L-glutamine) ความเข้มข้นร้อยละ 1 บ่มในตู้เพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 และความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เปลี่ยนอาหารเลี้ยงเซลล์ทุก ๆ 2 วัน จนเซลล์เคลื่อนออกจากชิ้นเนื้อเยื่อเหงือกและเจริญเต็มจานเพาะเลี้ยง จากนั้นถ่ายเซลล์ลงจานเพาะเลี้ยงอันใหม่และเริ่มนับเซลล์เป็นรุ่นที่ 1 การศึกษานี้จะใช้เซลล์รุ่นที่ 3 ถึง 5[19]

การเตรียมน้ำมันหอมระเหย

นำใบเสม็ดขาวและตะไคร้สด 5 กิโลกรัม มาบดผสมกับน้ำสะอาด สกัดด้วยวิธีการกลั่นด้วยน้ำในเครื่องกลั่นน้ำมันหอมระเหยขนาด 5 ลิตร จะได้น้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวมีลักษณะเขียวใส และน้ำมันหอมระเหยตะไคร้มีลักษณะใส เก็บน้ำมันหอมระเหยที่ได้ในภาชนะปิดสนิททึบแสงในตู้เย็น[20]

การเตรียมน้ำยาบ้วนปาก

เตรียมส่วนผสมพื้นฐานของน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ ประกอบด้วย โพรไพลีนไกลคอล (propylene glycol) ความเข้มข้นร้อยละ 12 โดยปริมาตร สารละลายซอร์บิทอลร้อยละ 70 (70% sorbitol solution) ความเข้มข้นร้อยละ 5 โดยปริมาตร เมนทอล (menthol) ความเข้มข้นร้อยละ 0.4 โดยน้ำหนัก (0.4 มิลลิกรัม/มิลลิลิตร) โซเดียมเบนโซเอต (sodium benzoate) ความเข้มข้นร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก (1 มิลลิกรัม/มิลลิลิตร) และน้ำกลั่น[21]

แบ่งกลุ่มทดลองออกเป็น 5 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มทดลองที่ 1 คือ น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐาน กลุ่มทดลองที่ 2 คือ น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml กลุ่มทดลองที่ 3 คือ น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml กลุ่มทดลองที่ 4 คือ น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml และตะไคร้ 4 µl/ml[18] และกลุ่มทดลองที่ 5 คือ น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ชนิดไม่มีสี โดยเจือจางความเข้มข้นลงครั้งละสองเท่า ตั้งแต่ความเข้มข้น 1:2 ถึง 1:512 ในหลอดเอพเพ็นดอร์ฟ (eppendorf) ที่มีอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีเอ็มทีที

นำเซลล์ที่เตรียมไว้ถ่ายลงในจานเพาะเลี้ยงชนิด 96 หลุม ที่มีอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี หลุมละ 200 ไมโครลิตร และมีเซลล์จำนวน 2.5 x10^4 เซลล์/หลุม บ่มในตู้เพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นนำจานเพาะเลี้ยงออกมาดูดอาหารเลี้ยงเซลล์เก่าทิ้ง และเติมน้ำยาบ้วนปากทั้ง 5 กลุ่มทดลอง ใส่จานเพาะเลี้ยงหลุมละ 200 ไมโครลิตร กำหนดกลุ่มควบคุมลบ คือ หลุมที่ใส่เฉพาะอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี กลุ่มควบคุมบวก คือ หลุมที่ใส่น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ชนิดไม่มีสี เตรียมอีกหลุมใส่อาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี 200 ไมโครลิตร และเติมสารละลายไทรทันเอ็กซ์-100 ความเข้มข้นร้อยละ 1 (1% Triton X-100) เพื่อใช้สำหรับการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีแอลดีเอชในขั้นตอนต่อไป นำจานเพาะเลี้ยงไปบ่มในตู้เพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เมื่อครบกำหนดนำจานเพาะเลี้ยงปั่นเหวี่ยงที่ 250 g เป็นเวลา 10 นาที ดูดอาหารเลี้ยงเซลล์เก่าใส่จานเพาะเลี้ยงใหม่ หลุมละ 100 ไมโครลิตร เพื่อนำไปทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีแอลดีเอช ส่วนเซลล์ก้นหลุมในจานเพาะเลี้ยงเดิมนำไปทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีเอ็มทีที โดยเติมอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสีหลุมละ 150 ไมโครลิตร และเติมสารละลายเอ็มทีที (3 (4,5 dimethylthiazol-2-yl) 2,5 diphenyltetrazolium bromide) หลุมละ 50 ไมโครลิตร ที่ได้จากการเตรียมเตรียมสารละลายเอ็มทีที ความเข้มข้น 5 mg/ml ในสารละลายพีบีเอส และกรองด้วยตัวกรองปราศจากเชื้อ 0.22 µm นำจานเพาะเลี้ยงบ่มในตู้เพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 3 ชั่วโมง เมื่อครบกำหนดนำจานเพาะเลี้ยงออกมาดูดอาหารเลี้ยงเซลล์เก่า และสารละลายเอ็มทีทีทิ้ง เติมสารละลายดีเอ็มเอสโอ (Dimethylsulphoxide; DMSO) และเอทานอล (ethanol) ในอัตราส่วน 1:1 หลุมละ 100 ไมโครลิตร เก็บในที่มืดเป็นเวลา 15 นาที วัดค่าการดูดกลืนแสงด้วยเครื่องอ่านความยาวคลื่น (microplate reader TECAN Sunrise™, Switzerland) ที่ความยาวคลื่น 540 นาโนเมตร ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง นำค่าการดูดกลืนแสงที่ได้มาคำนวณร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ (% Cell viability)

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีแอลดีเอช

การศึกษานี้ใช้ชุดทดสอบความเป็นพิษ LDH-Cytotoxicity Assay Kit (KA0785-Abnova) ประกอบด้วยสารคะตะลิสต์ (catalyst) และสารละลายสีย้อม (dye solution) โดยผสมสารคะตะลิสต์และน้ำกลั่น 1 มิลลิลิตร เขย่าให้เข้ากันเป็นเวลา 10 นาที ส่วนสารละลายสีย้อมนำมาละลายที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นเตรียมผสมสารละลายรีแอคชั่นมิกซ์เจอร์ (reaction mixture) สำหรับทดสอบความเป็นพิษให้มีปริมาณเพียงพอสำหรับจานเพาะเลี้ยงชนิด 96 หลุม โดยผสมระหว่างสารละลายคะตะลิสต์ 250 ไมโครลิตร และสารละลายสีย้อม 11.25 มิลลิลิตร เขย่าให้เข้ากัน[22]

นำจานเพาะเลี้ยงที่มีอาหารเลี้ยงเซลล์เก่าหลุมละ 100 ไมโครลิตร เติมสารละลายรีแอคชั่นมิกซ์เจอร์หลุมละ 100 ไมโครลิตร กำหนดกลุ่ม low sample และ low control คือ หลุมที่มีเฉพาะอาหารเลี้ยงเซลล์

ดีเอ็มอีเอ็มไม่มีสี กลุ่ม high sample คือ หลุมที่ใส่สารละลายไทรทันเอ็กซ์-100 ความเข้มข้นร้อยละ 1 และกลุ่มทดสอบ คือ น้ำยาบ้วนปากทั้ง 5 กลุ่มทดลอง นำจานเพาะเลี้ยงเก็บในที่ไม่มีแสง ที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 30 นาที วัดค่าการดูดกลืนแสงด้วยเครื่องอ่านความยาวคลื่นที่ความยาวคลื่น 492 นาโนเมตร ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง นำค่าการดูดกลืนแสงที่ได้มาคำนวณร้อยละความเป็นพิษต่อเซลล์ (% Cytotoxicity) จากนั้นนำมาหาค่าร้อยละความมีชีวิตของเซลล์

การวิเคราะห์ทางสถิติ

การศึกษานี้ทำการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรมเอพีเอสเอส สำหรับวินโดว์รุ่น 17.0 (SPSS for Windows, Version 17.0., Chicago, SPSS Inc.) นำค่าร้อยละความมีชีวิตของเซลล์มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลโดยใช้ Shapiro-WilK Test นำข้อมูลมาวิเคราะห์ความแปรปรวนด้วยการทดสอบทางสถิติแบบ One way ANOVA แยกความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้การทดสอบทางสถิติแบบ Turkey multiple comparison ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 กำหนดระดับนัยสำคัญ 0.05 กำหนดค่าร้อยละความมีชีวิตของเซลล์มากกว่าร้อยละ 70 แสดงถึงไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์[23]

ผลการศึกษา

ผลการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีเอ็มทีที

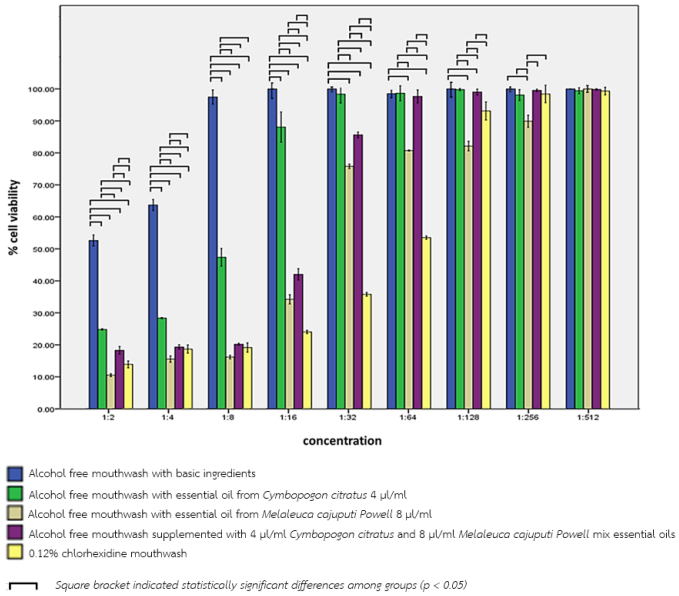
ผลการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีเอ็มทีทีของน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐาน น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml และน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 พบว่าระดับความเข้มข้นมากที่สุดที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์อยู่ที่ระดับความเข้มข้น 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 และ 1:128 ตามลำดับ แสดงในรูปค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ได้แก่ 97.46 ± 2.22, 88.06 ± 4.74, 75.80 ± 0.72, 85.63 ± 0.89 และ 93.10 ± 2.85 ตามลำดับ และแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 1 และรูปที่ 1)

ตารางที่ 1 *ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และความเข้มข้นของน้ำยาบ้วนปากจากการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีเอ็มทีที*

Table 1 *The relationship between mean ± standard deviations of percent of cell viability and concentration of mouthwash determined by MTT cytotoxicity assay*

Concentrations	Percent of cell viability (mean ± SD)				
	Alcohol-free mouthwash				
	Basic ingredients	4 µl/ml *Cymbopogon citratus* essential oil	8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* essential oil	4 µl/ml *Cymbopogon citratus*, 8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* mix essential oils	0.12% chlorhexidine
1:2	52.63 ± 1.73 ^{e}	24.82 ± 0.23 ^{d}	10.53 ± 0.48 ^{a}	18.29 ± 1.22 ^{c}	13.39 ± 1.10 ^{b}
1:4	63.71 ± 1.75 ^{d}	28.37 ± 0.19 ^{c}	15.55 ± 1.00 ^{a}	19.35 ± 0.70 ^{b}	18.67 ± 1.30 ^{b}
1:8	97.46 ± 2.22 ^{c}	47.38 ± 2.77 ^{b}	16.18 ± 0.58 ^{a}	20.18 ± 0.33 ^{a}	19.16 ± 1.48 ^{a}
1:16	98.90 ± 1.91 ^{e}	88.06 ± 4.74 ^{d}	34.22 ± 1.46 ^{b}	42.04 ± 1.80 ^{c}	24.02 ± 0.54 ^{a}
1:32	99.68 ± 0.56 ^{d}	98.39 ± 2.79 ^{d}	75.80 ± 0.72 ^{b}	85.63 ± 0.89 ^{c}	35.79 ± 0.59 ^{a}
1:64	99.36 ± 1.11 ^{c}	98.64 ± 2.36 ^{c}	80.76 ± 0.21 ^{b}	97.65 ± 2.04 ^{c}	53.53 ± 0.53 ^{a}
1:128	98.34 ± 2.42 ^{c}	99.77 ± 0.35 ^{c}	82.13 ± 1.51 ^{a}	99.03 ± 0.93 ^{b}	93.10 ± 2.85 ^{c}
1:256	99.58 ± 0.72 ^{b}	98.03 ± 1.71 ^{b}	89.89 ± 1.90 ^{a}	99.54 ± 0.41 ^{b}	98.41 ± 2.76 ^{b}
1:512	99.95 ± 0.08 ^{a}	99.45 ± 0.96 ^{a}	99.41 ± 1.02 ^{a}	99.85 ± 0.27 ^{a}	99.31 ± 1.20 ^{a}

Different small letters in row indicated statistically significant differences among groups ($p < 0.05$)



รูปที่ 1 *ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์และความเข้มข้นของน้ำยาบ้วนปากจากการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีเอ็มทีที*

Figure 1 *The relationship between percent of cell viability and concentration of mouthwash determined by MTT cytotoxicity assay*

ผลการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีแอลดีเอช

ผลการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ด้วยวิธีแอลดีเอชของน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐาน น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml และน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 พบว่าระดับความเข้มข้นมากที่สุดที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์อยู่ที่ระดับความเข้มข้น 1:8, 1:16, 1:32, 1:32 และ 1:256 ตามลำดับ แสดงในรูปค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ได้แก่ 72.41 ± 1.54, 82.76 ± 2.65, 73.43 ± 1.50, 71.35 ± 0.86 และ 74.92 ± 1.59 ตามลำดับ และแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 2 และรูปที่ 2)

ตารางที่ 2 *ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และความเข้มข้นของน้ำยาบ้วนปากจากการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีแอลดีเอช*

Table 2 *The relationship between mean ± standard deviations of percent of cell viability and concentration of mouthwash determined by LDH cytotoxicity assay*

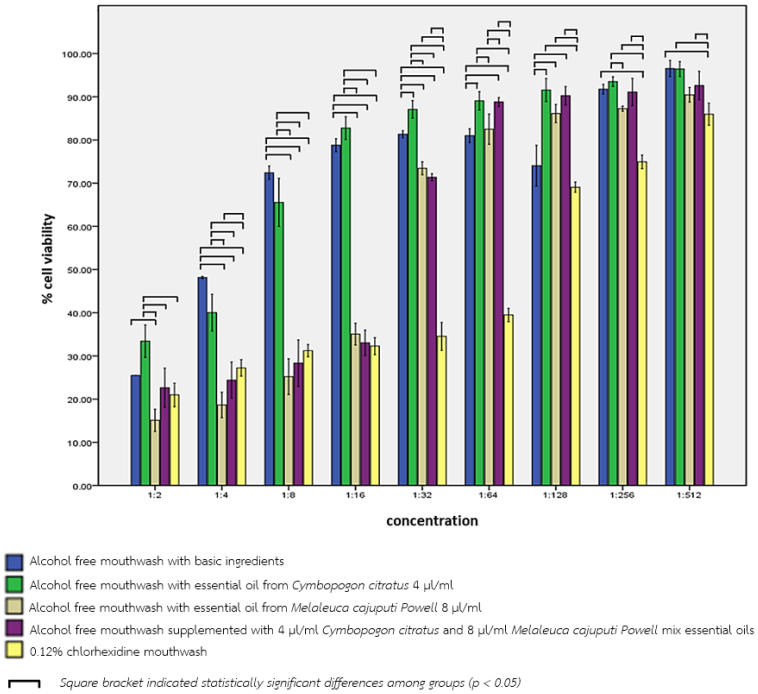
Concentrations	Percent of cell viability (mean ± SD)				
	Alcohol-free mouthwash				
	Basic ingredients	4 µl/ml *Cymbopogon citratus* essential oil	8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* essential oil	4 µl/ml *Cymbopogon citratus,* 8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* mix essential oils	0.12% chlorhexidine
1:2	25.49 ± 0.03 [bc]	33.41 ± 3.77 [c]	15.08 ± 2.58 [a]	22.64 ± 4.54 [ab]	20.98 ± 2.75 [ab]
1:4	48.18 ± 0.27 [c]	40.03 ± 4.26 [c]	18.64 ± 2.95 [a]	24.41 ± 4.19 [ab]	27.22 ± 1.93 [b]
1:8	72.41 ± 1.54 [b]	65.56 ± 5.59 [b]	25.19 ± 4.15 [a]	28.33 ± 5.38 [a]	31.23 ± 1.41 [a]
1:16	78.79 ± 1.52 [b]	82.76 ± 2.65 [b]	35.05 ± 2.54 [a]	33.04 ± 2.93 [a]	32.28 ± 1.97 [a]
1:32	81.32 ± 0.84 [c]	87.09 ± 2.02 [d]	73.43 ± 1.50 [b]	71.35 ± 0.86 [b]	34.54 ± 3.26 [a]

ตารางที่ 2 *ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และความเข้มข้นของน้ำยาบ้วนปากจากการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีแอลดีเอช (ต่อ)*

Table 2 *The relationship between mean ± standard deviations of percent of cell viability and concentration of mouthwash determined by LDH cytotoxicity assay (cont.)*

Concentrations	Percent of cell viability (mean ± SD)				
	Alcohol-free mouthwash				
	Basic ingredients	4 µl/ml *Cymbopogon citratus* essential oil	8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* essential oil	4 µl/ml *Cymbopogon citratus*, 8 µl/ml *Melaleuca cajuputi Powell* mix essential oils	0.12% chlorhexidine
1:64	82.32 ± 1.84 [b]	89.07 ± 2.13 [c]	82.50 ± 3.52 [b]	88.79 ± 1.03 [c]	39.48 ± 1.55 [a]
1:128	74.05 ± 4.72 [a]	91.56 ± 2.68 [b]	86.12 ± 2.12 [b]	90.25 ± 2.14 [b]	69.06 ± 1.19 [a]
1:256	91.77 ± 1.11 [bc]	93.52 ± 1.13 [c]	87.26 ± 0.60 [b]	91.11 ± 3.16 [bc]	74.92 ± 1.59 [a]
1:512	96.55 ± 1.88 [b]	96.43 ± 1.75 [b]	90.45 ± 1.70 [(ab)]	92.61 ± 3.31 [b]	85.95 ± 2.58 [a]

Different small letters in row indicated statistically significant differences among groups ($p < 0.05$)



รูปที่ 2 *ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยร้อยละความมีชีวิตของเซลล์และความเข้มข้นของน้ำยาบ้วนปากจากการทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีแอลดีเอช*

Figure 2 *The relationship between percent of cell viability and concentration of mouthwash determined by LDH cytotoxicity assay*

บทวิจารณ์

การศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากด้วยวิธีเอ็มทีที เป็นการวัดความมีชีวิตของเซลล์จากการทำงานของไมโทคอนเดรีย (mitochondria) ในขณะที่เซลล์ยังไม่ถูกทำลายด้วยพิษของสารทดสอบ ส่วนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยวิธีแอลดีเอช เป็นการวัดเอนไซม์แลคเตทดีไฮโดรจีเนส (lactate dehydrogenase) ที่ปล่อยออกมาจากเซลล์ที่ถูกทำลายหรือเซลล์ที่ตายหลังจากได้รับพิษของสารทดสอบ

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ทั้ง 2 วิธี เป็นวิธีที่มีความแม่นยำและใช้ระยะเวลาทดสอบไม่นาน[24,25] จากการศึกษานี้พบว่า การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ของน้ำยาบ้วนปากทั้ง 5 กลุ่มทดลองจากทั้งสองวิธี มีผลการทดสอบความเป็นพิษไปในทิศทางเดียวกัน คือ น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐานมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยที่สุด น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยทั้งสองชนิดมีความเป็นพิษต่อเซลล์เท่ากับน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวเพียงอย่างเดียว และมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์น้ำยาบ้วนปากมาตรฐานที่ใช้ในทางทันตกรรม มีรายงานการศึกษาพบว่า น้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮ็กซิดีนมีความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์และเซลล์เนื้อเยื่อบุผิว[2,8] อาจก่อให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อช่องปาก เกิดอาการปากแห้ง หรือเกิดแผลในช่องปาก[26] กลไกความเป็นพิษต่อเซลล์ของคลอร์เฮ็กซิดีนจะทำให้เซลล์เกิดการรั่วซึมหรือเกิดการตกตะกอนของส่วนประกอบภายในเซลล์ คลอร์เฮ็กซิดีนเข้าทำปฏิกิริยาที่เยื่อหุ้มเซลล์ ส่วนที่เป็นประจุบวกของคลอร์เฮ็กซิดีนเข้าจับกับส่วนที่เป็นประจุลบของเยื่อหุ้มเซลล์ ทำให้เยื่อหุ้มเซลล์มีลักษณะเปลี่ยนแปลง เกิดการรั่วซึมของสารที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ (low molecular-weight) ออกจากเซลล์ เมื่อสัมผัสกับคลอร์เฮ็กซิดีนที่มีความเข้มข้นต่ำ แต่ถ้าเซลล์สัมผัสกับคลอร์เฮ็กซิดีนที่มีความเข้มข้นสูงจะทำให้เยื่อหุ้มเซลล์ถูกทำลายมากขึ้นจนเซลล์รั่วซึมและแตก[27] ส่วนกลไกความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์ของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ยังไม่ทราบชัดเจน เนื่องจากน้ำมันหอมระเหยบริสุทธิ์ที่ถูกสกัดพบว่ามีองค์ประกอบทางเคมีหลายชนิด ทำให้ไม่แสดงความเป็นพิษต่อเซลล์ใดเซลล์หนึ่งแบบเฉพาะ แต่มีการศึกษาพบว่า น้ำมันหอมระเหยมีส่วนที่ชอบไขมัน (lipophilic) สามารถแทรกผ่านผนังเซลล์และเยื่อหุ้มเซลล์ ทำให้โครงสร้างชั้นเซลล์แยกออกจากกัน มีรายงานพบว่าน้ำมันหอมระเหยทำให้เยื่อหุ้มเซลล์มีคุณสมบัติเป็นของไหล (membrane fluidity) เพิ่มขึ้น เกิดการรั่วซึมของไอออน (ion) และโปรตีนออกจากเซลล์ ทำให้เซลล์แตกและตาย เมื่อส่องกล้องจุลทรรศน์พบว่าลักษณะรูปร่างของเซลล์เปลี่ยนแปลง พบเซลล์มีลักษณะบวมหรือหดตัวและเหี่ยวย่น หรือมีช่องว่างเกิดขึ้นภายในเซลล์ นอกจากนี้ยังพบว่า น้ำมันหอมระเหยทำหน้าที่เป็นโปรออกซิแดนต์ (prooxidant) ซึ่งมีฤทธิ์ในการทำลายโปรตีนและดีเอ็นเอ (DNA) ของเซลล์ ทำให้เกิดเซลล์ตายและแสดงผลความเป็นพิษต่อเซลล์[28,29] จากผลการศึกษาน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml มีความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ทำให้ผลิตภัณฑ์น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ตำรับนี้สามารถนำไปใช้โดยมีผลข้างเคียงจากอาการไม่พึงประสงค์ลดลงและลดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปากได้

การเปรียบเทียบผลการศึกษากับการศึกษาอื่นที่ทำการทดสอบความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากยังมีการศึกษาน้อยและมีข้อจำกัด เนื่องจากน้ำมันหอมระเหยในการศึกษานี้อยู่ในรูปแบบของน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์จึงมีส่วนประกอบที่แตกต่างจากน้ำมันหอมระเหยบริสุทธิ์ แต่ละการศึกษามีวิธีทดสอบความเป็นพิษแตกต่างกัน รวมถึงเซลล์ที่ใช้ทดสอบแตกต่างกัน จึงไม่สามารถนำผลการศึกษามาเปรียบเทียบกันได้อย่างชัดเจน อย่างไรก็ตาม พบการศึกษาที่ทำการทดสอบความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยบริสุทธิ์จากสมุนไพรทั้งสองชนิด ได้แก่ การศึกษาของ De Oliveira และคณะในปี ค.ศ. 2017[16] ศึกษาฤทธิ์ในการต้านเชื้อจุลชีพสร้างแผ่นชีวภาพที่สัมพันธ์กับการเกิดฟันผุและทดสอบความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ต่อเซลล์ไลน์ human keratinocyte (HaCat) ด้วยวิธีเอ็มทีที พบว่า น้ำมันหอมระเหยตะไคร้มีฤทธิ์ในการต้านเชื้อ *Actinomyces naeslundii, Lactobacillus acidophilus, S. gordonii, S. mitis, S. mutans, S. sanguinis* และ *S. sobrinus* สามารถลดจำนวนเชื้อ *Lactobacilli* และ *Streptococci* ในรูปของแผ่นชีวภาพ นอกจากนี้ยังมีฤทธิ์ในการยับยั้งการยึดเกาะของเชื้อจุลชีพสร้างแผ่นชีวภาพที่สัมพันธ์กับการเกิดฟันผุบนผิวเคลือบฟัน ส่วนการทดสอบความเป็นพิษ พบว่า น้ำมันหอมระเหยจากตะไคร้มีความเป็นพิษต่อเซลล์ไลน์ human keratinocyte ในระดับต่ำ การศึกษาของ Ortega-Cuadros และคณะในปี ค.ศ. 2018[30] ศึกษาฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรีย *S. mutans* และทดสอบความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ต่อเซลล์ keratinocyte และเซลล์สร้างเส้นใย (fibroblast cell) ด้วยวิธีเอ็มทีที พบว่า เมื่อทดสอบฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรีย *S. mutans* ของน้ำมันหอมระเหยตะไคร้เป็นเวลา 48 ชั่วโมง ส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope; SEM) และวัดร้อยละความตายของเซลล์ (% mortality) พบว่า มีฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรีย *S. mutans* โดยมีค่าร้อยละความตายของเซลล์เท่ากับร้อยละ 96 ส่วนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ keratinocyte และเซลล์สร้างเส้นใยด้วยวิธีเอ็มทีที เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่ระดับความเข้ม 1, 0.1 และ 0.01 µg/mL พบว่า ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ นอกจากนี้มีการศึกษาของ Nikolic และคณะในปี ค.ศ. 2017[31] ศึกษาการเสริมฤทธิ์ต้านเชื้อจุลชีพและทดสอบความเป็นพิษของน้ำมัน

หอมระเหยจากมะนาว (Citrus limon) น้ำมันหอมระเหยจากพริกไทย (Piper nigrum) และน้ำมันหอมระเหยจากต้นทรีที (Melaleuca alternifolia หรือ tree tea) ซึ่งอยู่ในสกุลเดียวกับเสม็ดขาว ทำการทดสอบการเสริมฤทธิ์ต้านเชื้อจุลชีพในช่องปากหลายชนิดได้แก่ *S. pyogenes, S. mutans, , S. salivarius, S. sangunis, L. acidophilus, Enterococcus faecalis, Pseudomonas aeruginosa, Staphylococcus aureus, Candida albicans* และ *Candida tropicalis* ทดสอบด้วยวิธี microdilution พบว่า น้ำมันหอมระเหยจากต้นทรีทีมีฤทธิ์ต้านราได้มากที่สุดเมื่อเทียบกับน้ำมันหอมระเหยจากมะนาวและพริกไทย ส่วนการทดสอบความเป็นพิษใช้เซลล์หลายชนิดได้แก่ human cervix carcinoma cells (HeLa), human myelogenous leukaemia cells (K562), lung adenocarcinoma cells (A549), colon cancer cells (LS-174), melanoma cells (FemX) และ human foetal lung fibroblast cells (MRC-5) ทดสอบความเป็นพิษด้วยวิธีเอ็มทีที โดยให้เซลล์สัมผัสน้ำมันหอมระเหยเป็นเวลา 48 ชั่วโมง และวัดความเข้มข้นของสารที่ออกฤทธิ์ยับยั้งได้ร้อยละ 50 (50% inhibitory concentration) พบว่า น้ำมันหอมระเหยทั้ง 3 ชนิด มีความเป็นเป็นพิษน้อยกว่า cisplatin (CDDP) ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุมบวกและฤทธิ์ความเป็นพิษต่อเซลล์ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นที่ใช้ การศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยจากเสม็ดขาวต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากพบว่ามีการศึกษาน้อย ส่วนมากเป็นการศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์มะเร็งเพื่อพัฒนาเป็นยารักษาโรค มีวิธีการทดสอบความเป็นพิษและเซลล์ที่ใช้แตกต่างกัน จึงอาจไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้อย่างชัดเจน

น้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้มีรายงานการศึกษาพบว่ามีสรรพคุณทางยาหลายอย่าง ทั้งฤทธิ์ต้านเชื้อจุลชีพหลายชนิด[9,10] รวมทั้งมีฤทธิ์ต้านราแคนดิดาอัลบิแคนส์[11] การใช้น้ำมันหอมระเหยมากกว่าหนึ่งชนิดมาผสมกัน อาจทำให้เกิดการเสริมฤทธิ์ (synergistic) หรือการต้านฤทธิ์ (antagonistic) หรือมีฤทธิ์เท่าเดิม (addictive) ขึ้นอยู่กับสารที่เป็นองค์ประกอบของน้ำมันหอมระเหยแต่ละชนิด[32] จากการศึกษานี้พบว่า น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml อย่างเดียวในเกือบทุกค่าความเข้มข้น แสดงว่าการนำน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml และตะไคร้ 4 µl/ml มาผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์จะมีการต้านฤทธิ์กัน จึงแสดงผลความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าการใช้น้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml เพียงอย่างเดียวในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ ซึ่งผลการศึกษานี้สามารถนำระดับความเข้มข้นมากที่สุดที่ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากชนิดเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกจากมนุษย์มาใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์น้ำยาบ้วนปากเพื่อเป็นทางเลือกเสริมในการดูแลสุขภาพช่องปาก โดยความเข้มข้นที่แนะนำใช้ได้อย่างปลอดภัยของน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml หรือน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml และเสม็ดขาว 8 µl/ml คือ ระดับความเข้มข้น 1:32 และน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml คือ ระดับความเข้มข้น 1:16 อย่างไรก็ตามควรทำการศึกษาสรรพคุณด้านอื่น ๆ ทางห้องปฏิบัติการเพิ่มเติม เช่น ฤทธิ์ต้านแผ่นชีวภาพ ฤทธิ์ต้านการอักเสบ การทดสอบการคงตัวของน้ำยาบ้วนปาก รวมทั้งทำการศึกษาผลทางคลินิกก่อนนำไปใช้จริง

บทสรุป

การศึกษาความเป็นพิษของน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวและตะไคร้ที่ผสมในน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ต่อเซลล์สร้างเส้นใยช่องปากด้วยวิธีเอ็มทีทีและวิธีแอลดีเอช พบว่า น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่มีเฉพาะส่วนผสมพื้นฐานมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยที่สุด น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยตะไคร้ 4 µl/ml มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาว 8 µl/ml น้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยทั้งสองชนิดมีความเป็นพิษต่อเซลล์เท่ากับน้ำยาบ้วนปากปราศจากแอลกอฮอล์ที่ผสมน้ำมันหอมระเหยเสม็ดขาวเพียงอย่างเดียว และน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮ็กซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 มีเป็นพิษต่อเซลล์มากที่สุด

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศิริวุฒิ สุขขี ที่ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ในการทำงานวิจัย ขอขอบพระคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องมือ อุปกรณ์ สถานที่ห้องปฏิบัติการวิจัยและสนับสนุนทุนวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปีงบประมาณ 2563

เอกสารอ้างอิง

1. Mouthwash, (Mouthrinse) [Internet]. 2009 [cited 9 NOV 2018]. Available from: http://www.ada. org/en/member-center/oral-health-topics/mouthrinse.

2. Müller H-D, Eick S, Moritz A, Lussi A, Gruber R. Cytotoxicity and Antimicrobial Activity of Oral Rinses *In Vitro*. ***Biomed Res Int*** 2017;1-9.

3. Vinken M, Blaauboer BJ. Review: *In vitro* testing of basal cytotoxicity:

Establishment of an adverse outcome pathway from chemical insult to cell death. ***Toxicol In Vitro*** 2017;39:104-10.
4. Li W, Zhou J, Xu Y. Study of the *in vitro* cytotoxicity testing of medical devices. ***Biomed Rep*** 2015;3(5): 617-20.
5. Barnett ML. The rationale for the daily use of an antimicrobial mouthrinse. ***J Am Dent Assoc*** 2006;137:16s-21s.
6. Osso D, Kanani N. Antiseptic mouth rinses: An Update on Comparative Effectiveness, Risks and Recommendations. ***J Dent Hyg*** 2013;87(1):10-8.
7. Ellepola AN, Samaranayake LP. Adjunctive use of chlorhexidine in oral candidoses: a review. ***Oral Dis*** 2001;7(1):11-7.
8. Rajabalian S, Mohammadi M, Mozaffari B. Cytotoxicity evaluation of Persica mouthwash on cultured human and mouse cell lines in the presence and absence of fetal calf serum. ***Indian J Dent Res*** 2009;20(2): 169-73.
9. Tanit N. Potentiality of Melaleuca cajuputi Powell cultivation to develop for economic plantation purpose. ***J of Sirindhorn Peat Swamp Forest Study and Res*** 2002;3:93-100.
10. Carson CF, Hammer KA, Riley TV. Melaleuca alternifolia (Tea Tree) oil: a review of antimicrobial and other medicinal properties. ***Clin Microbiol Rev*** 2006;19(1):50-62.
11. Tanukham B, Itthidecharon C, Wanachantararak P. Antifungal Activity of *Melaleuca cajuputi Powell* essential oil alcohol-free mouthwash against *Candida albicans.* Proceeding of the 5th Annual Meeting of The Royal College of Dental Surgeons of Thailand by The Thai Association of Oral and Maxillofacial Surgery and The Endodontic Society of Thailand: Expanding Knowledge for Better Dental Practice. 2016 Sept 14-16; Bangkok, Thailand.
12. Khonsung P. Review article: Cymbopogon citratus (DC) Stapf. ***Thai J Pharmacol*** 2012;34(2):37-51.
13. Hammer KA, Carson CF, Riley TV. Antimicrobial activity of essential oils and other plant extracts. ***J Appl Microbiol*** 1999;86(6):985-90.
14. Taweechaisupapong S, Chitropas P, Khunkitti W. Inhibitory effect of lemongrass oil and its major constituents on Candida biofilm and germ tube formation. ***S Afr J of Bot*** 2012;81:95-102.
15. Kukkamalla MA, Bhat GS, Pentapati KC, Goyal R. Antiplaque Efficacy of Lemongrass Oil Mouthwash – An *in vitro* study. ***Glob J of Med Res*** 2012;12:19-23.
16. De Oliveira MAC, Borges AC, Brighenti FL, Salvador MJ, Gontijo AVL, Koga-Ito CY. Cymbopogon citratus essential oil: effect on polymicrobial caries-related biofilm with low cytotoxicity. ***Braz Oral Res*** 2017; 31(1): 1-12.
17. Satthanakul P, Taweechaisupapong S, Paphangkorakit J, Pesee M, Timabut P, Khunkitti W. Antimicrobial effect of lemongrass oil against oral malodour micro-organisms and the pilot study of safety and efficacy of lemongrass mouthrinse on oral malodour. ***J Appl Microbiol*** 2015;118(1):11-7.
18. Raungsawat P, Itthidecharon C, Wanachantararak P. Influence of *Melaleuca cajuputi Powell* and *Cymbopogon citratus* essential oil formulated in alcohol-free mouthwash against Candida albicans culture. ***CM Dent J*** 2019;40(3):125-34.
19. Pipatphatsakorn M, Temkitthawon P, Teenawong C, *et al.* Antifungal Activity and Cytotoxicity to Human Gingival Fibroblast of Terminalia Bellirica Compounds in Dichloromethane Fraction. ***CM Dent J*** 2018; 39(1): 61-74.
20. Rassem HA, Nour AH, Yunus RM. Techniques for extraction of essential oils from plants: a review. ***AJBAS*** 2016;10(16):117-27.
21. Industrial Product Standards Act, B.E. 2511 (1968). Notification of the Ministry of Industry No. 3749. Mouthwash. Vol. 124, special part 155 date 16th October B.E. 2550.
22. LDH cytotoxicity assay, (LDH cytotoxicity assay) [Internet]. 2019 [cited 3 JUL 2019]. Available from: http://www.abnova.com/products/products_detail.asp?catalog_id=KA0785.
23. ISO 10993-5. Biological Evaluation of Medical Devices. Part 5: Tests for *in vitro* Cytotoxicity. 2009.
24. Weyermann J, Lochmann D, Zimmer A. A practical note on the use of cytotoxicity assays. ***Int J Pharm*** 2005;288(2):369-76.
25. Bahuguna A, Khan I, Bajpai VK, Kang SC. MTT assay to evaluate the cytotoxic potential of a drug. ***Bangladesh J Pharmacol*** 2017; 12(2):115-8.
26. Kumar SB. Chlorhexidine mouthwash-a review. ***J Pharm Sci & Res*** 2017;9(9):1450-52.
27. Cortelli JR, Thénoux RELS. The effect of mouthrinses against oral microorganisms. ***Braz Oral Res*** 2007;21:23-8.
28. Bhardwaj P, Alok U, Khanna A. *In vitro* cytotoxicity of essential oils: A review. ***Int J Res Pharm Chem*** 2013;3(3):675-81.
29. Reichling J, Schnitzler P, Suschke U, Saller R. Essential Oils of Aromatic Plants with Antibacterial, Antifungal, Antiviral, and Cytotoxic Properties-an Overview. ***Forsch Komplementmed*** 2009;16:79-90.
30. Ortega-Cuadros M, Tofiño-Rivera AP, Merini LJ, Martinez-Pabon MC. Antimicrobial activity of Cymbopogon citratus (Poaceae) essential oil on *Streptococcus mutans* biofilm and cytotoxic effect on keratinocytes and fibroblasts. ***Int J Trop Biol*** 2018;66(4):1519-29.
31. Nikolic MM, Jovanović KK, Marković TL, Marković DL, Gligorijevic NN, Radulovic SS, *et al.* Antimicrobial synergism and cytotoxic properties of Citrus limon L., Piper nigrum L. and Melaleuca alternifolia (Maiden and Betche) Cheel essential oils. ***J Pharm Pharmacol*** 2017;69:1-9.
32. Chouhan S, Sharma K, Guleria S. Antimicrobial activity of some essential oils-present status and future perspectives. ***Medicines (Basel)*** 2017;4(3): 58.

Original Article

Comparison of Static and Dynamic Compressive Strength between Two Mini-implants: An *In-vitro* Study

Anchisa Weerasubpong[1], Wareeratn Chengprapakorn[1], Pravej Serichetaphongse[1]

[1]Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

This study was conducted to observe and evaluate the difference in static and dynamic loadings between two mini-implant systems; one system is designed and manufactured as Chulalongkorn's mini-implant products (RetenDent), the other is Korean mini-implant products (MS denture® system, OSSTEM). This *in vitro* study was designed to use compressive loadings as a masticatory force. This compressive force was angulated to the implant at 30° from its vertical axis according to ISO 14801 guidelines Ten specimens from each group were subjected to static load tests. Subsequently, five cyclic loadings were calculated from static compressive strength These loads include 320N, 275N, 230N, 185N, and 140N. Three specimens were randomly selected and tested at each loading condition, a total of 15 specimens for each mini-implant system. The number of survived cycles and fatigue limit were measured and analyzed. The Independent *T*- test was utilized to obtain the statistical differences of the static compressive strength, while descriptive statistics was utilized to compare the difference of dynamic loading between two mini-implant systems. The average static compressive strengths of RetenDent and OSSTEM mini-implants were 462.969 ± 16.73N and 403.407 ± 25.55N, respectively. Overall, RetenDent demonstrated a higher number of survived cycles except at 320N loading condition compared to OSSTEM. The fatigue limit of RetenDent and OSSTEM mini-implants was defined at 185N and 140N, respectively. RetenDent demonstrated a statistically higher static compressive strength. Both of the mini-implant systems had higher compressive strength than mean masticatory force in the anterior and premolar regions and RetenDent also has a higher dynamic compressive strength than the maximum bite force for a complete denture.

Keywords : Compressive strength, Cyclic, Mini-implants, OSSTEM, RetenDent

Received Date: May 16, 2021 **Revised Date:** Jun 14, 2021 **Accepted Date:** Aug 3, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.19

Correspondence to :
Anchisa Weerasubpong, Esthetic Restorative and Implant Dentistry International Program, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Rd., Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 081-623-3993 E-mail: anchisa.we@gmail.com

Introduction

As a developing country, Thailand has been facing a multitude of challenges as the elderly population expands rapidly since 2010 due to better medical healthcare. According to the 2017 report of the National Committee for the Elderly (NCE), the number of Thai elderly was 11 million out of 65.5 million accounting for 17 % of the total population. It is anticipated that with a continuous growth at this rate, Thailand will completely experience the aging society in 2021 as the percentage of citizens aged 60 years old and above will exceed 20 % of the total population.[1] The definition of the elderly varies among countries. Some suggest 65 years of age as the cut-off criteria, while others consider 60 years of age. Retirement is usually used as the standard cut-off criteria to define the term 'elderly' in each country. Besides numerous systemic diseases, elderly people usually suffered from poor quality of life. The most commonly used quality of life measures in elderly people is a combination of the quality of eyesight, hearing ability and denture wearing. One survey reported that 23 percent of the elderly wore dentures.[1] Thus, edentulous problem in elderly people is considered to be an important issue that should be managed.

Previous studies have reported that numerous health problems can be associated with tooth loss, including obesity, gastroesophageal reflux disease, noninsulin-dependent diabetes mellitus, hypertension, heart failure, chronic kidney disease, and sleeping disorder.[2-4] The conventional denture has been a gold standard protocol for replacing missing teeth in the past. However, many undesired problems have been reported, such as ill-fitting of the lower denture due to lack of bone support.[5] Trying to gain more retention, clinicians reduce the vertical dimension to make the denture more stable. Reducing vertical dimension results in angular cheilitis problems. Another method to gain more retention is making a zero-cusp occlusion, which strongly affects the chewing efficiency of the denture. A number of digestive problems may include gastric disease, diabetes, malnutrition, as well as temporomandibular disorder. Another commonly reported difficulty is discomfort. The thickness of the denture can interrupt the speech ability of the denture wearer. Improper design and thickness could lead to a change in articulation.[6,7]

With inevitable problems of a conventional denture, other choices of treatment have been proposed. Overdenture on the natural teeth has been applied in dental practice for many years. However, problems arising from dental caries and periodontal disease have weakened the successful outcome of the treatment. Thus, endosseous dental implants have been introduced to assist the denture.[8] In general, severe atrophy of alveolar ridges of the patients is a contraindication for a standard implant (two-piece) placement because of the lack of bone support. On the other hand, a one-piece mini-implant is claimed to be beneficial for this clinical situation. The advantage of using mini-implant over standard diameter implant includes minimal invasive protocol, which results in less bone damage and postoperative discomfort. Moreover, it requires less bone available due to the smaller diameter of the mini-implant. With the smaller diameter, there is no need for bone graft, which could lead to postoperative complications and higher expenses.

Despite several benefits of an implant-retained prosthesis, a study in some European countries revealed that only 2-4 % of the edentulous patients were treated with implants.[9] The main limitation for implant treatment in these elderly patients is the high cost of an implant procedure.[10] Likewise, in Thailand, most dental devices and materials are highly dependent on import products. The costs of an implant placement could be about 30,000-50,000 baht per single tooth in a standard implant. This limits the treatment to certain groups of the population, especially in the rural areas. According to the guidelines in 2002, Thailand's universal health care is provided through three programs: Civil Servant Medical Benefit Scheme (CSMBS), Social Security Scheme, and Universal Health Coverage known as 30 baht health scheme.[11] In these three

programs, the insurances do not cover the expenditures of implant therapy. Therefore, the development of implant product with a low price is a matter of interest to make the majority of population in Thailand gain access to an implant treatment.

With the aforementioned problems, research and development group in dental school, Chulalongkorn University has been developing mini-implants to be applied in Thai dental practice, especially in the elderly with poor social status. However, mechanical tests of the material must be performed prior to clinical application. Static and dynamic compressive strength is being tested to ensure that the selected mini-implants are qualified to be used in clinical situations. The objective of this study was to compare the difference in compressive strength between the two mini-implant systems to determine the resistance of the mini-implants to masticatory force and to prove whether overdenture using RetenDent mini-implants is clinically usable in the edentulous patients.

Materials and Methods

All instruments, materials, and testing procedures in this study were done following the criteria and guidelines of ISO14801: 2016(E).[12] Fifty mini-implants from 2 companies (Table1) were used in this study.

Table 1 *Mini-implant and components used in the current study*

Test lot	Manufacturer	Implant	Lot no.
1	RetenDent mini-implant for overdenture (Chulalongkorn's product)	∅2.5mm/12mm, cylindrical ball shape	L190320
2	MS denture® type implant (OSSTEM)	∅2.5mm/11.5mm, cylindrical ball shape	FMN19F031

Specimen preparation

All specimens were vertically embedded in acrylic blocks (SIVA ANGKUN Co.,Ltd.) following the insertion torque of the manufacturer's recommendation. These acrylic blocks were cylindrical in shape with a young modulus of 3200 Pascal. The distance from the loading point to the level of embedding acrylic supporting the mini-implants was standardized at 11 mm. All specimens were subsequently transferred to the specimen holder that secured the position of each sample at an angle of 30° from its vertical axis. The diameter of the loading member was 2.5 cm. (Fig. 1).

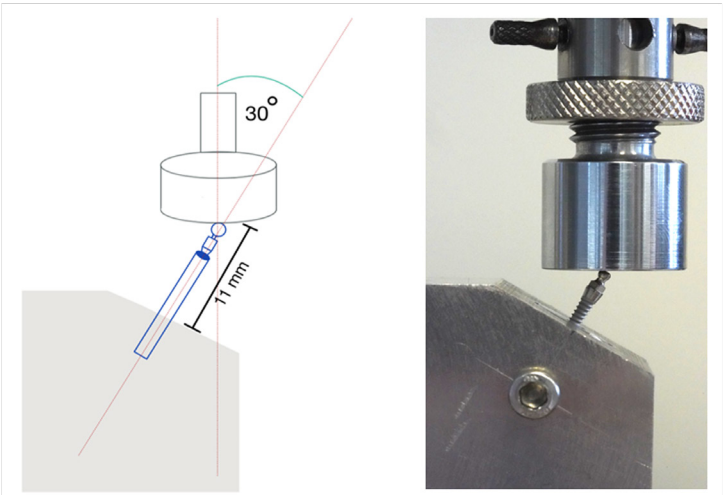


Figure 1 *Schematic of the test set up: Mini-implant was mounted in an acrylic block. The specimen holder secured the position of each sample at 30° off-axis*

Static compressive test

Twenty specimens, ten from each group, were randomized and subjected to test for static compressive strength. The static test was performed by Universal Testing Machine (Servo Hydraulic System, INSTRON 8872). The compression load was applied to each specimen by a unidirectional vertical platform through a hemispherical loading member with 1mm/min speed until permanent deformation occurred. Failure was defined as a fracture of the implant body. Data were recorded in the extension of mini-implants in relation to compressive load per second and plotted on a graph. The top peak of the graph, which referred to the maximum compressive strength, was recorded for each sample. Merlin software was used to collect and interpret the data.

Fatigue compressive test

Thirty specimens, fifteen from each company, were placed in the same manner with the static testing. The fatigue test was performed in accordance with the guidelines of ISO14801:2016(E) by Universal Testing Machine, INSTRON E1000. Half of the maximum static compressive strength was selected as the first tested load, followed by two ranges of step width (10 % of the estimated maximum endured load) above and below. These loads include 320N, 275N, 230N, 185N, and 140N. Three specimens were tested at each loading condition and subsequently calculated for the average number of survived cycles. The load was pulsated with a sine wave at the frequency of 15 Hz. The amplitude was set at half of the difference between the maximum and the minimum loads. Data were collected and interpreted by Waveform software. The load that reached five million cycles without deformation was defined as the fatigue limit.

SEM and ESD analysis

Scanning Electron Microscope (SEM) and Energy Dispersive Analysis (EDS) (Quanta250, FEI, USA) were used for further analysis of the morphological and chemical characteristics of the mini-implants, respectively. Samples from each group were observed through SEM at two locations including head and body of the mini-implants. The acceleration high voltage (HV) was set at 20 kV. Representative photos were taken at magnifications of 50 and 1,000. Then the EDS analyses were performed to examine the compositions of both samples. The analyses were randomly performed at three different areas for each sample and demonstrate the results in peak height intensities.

Statistical analysis

Statistical Package for Social Sciences (SPSS) software was used for the statistical analysis. Shapiro-Wilk test was performed to validate the normality of the distribution of the data. An Independent *t*-test was utilized to investigate the statistical difference of the static compressive strength between the two mini-implant systems, while descriptive statistics was utilized for dynamic compressive strength testing. A *P*-value below 0.01 was considered as significance in all comparisons.

Results

Static compressive test

The results are as shown in Table 2. The average static compressive strengths of RetenDent mini-implants and OSSTEM mini-implants were 462.97 ± 16.73N and 403.41 ± 25.55N, respectively. RetenDent mini-implants demonstrated statistically higher compressive strength when compared to OSSTEM mini-implants at the significant level of 0.01. Example of specimens with permanent deformation after undergoing static tests are as shown in Fig.2

Table 2 *Mean values and standard deviations of static compressive strength (unit:N).*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Mean	SD	*P*-value
RetenDent	481.8	452.59	475.15	452.55	477.93	474.25	464.82	460.74	464.79	425.07	462.97	16.73	<0.001
OSSTEM	377.61	413.48	419.33	400.42	350.46	392.06	427.73	432.57	423.94	396.47	403.41	25.55	

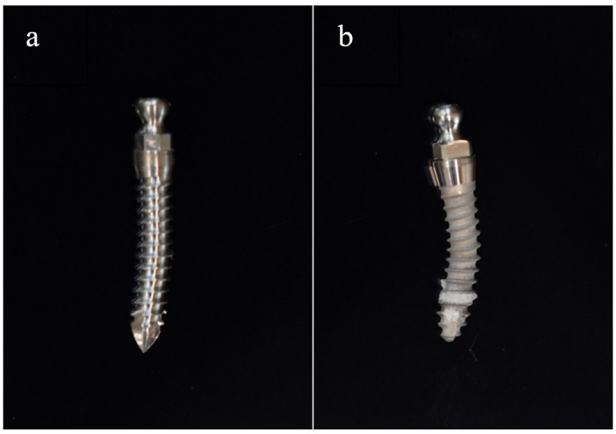


Figure 2 *Samples after static compression test a: RetenDent b: OSSTEM*

Fatigue compressive test

The average number of survived cycles was calculated from three specimens in each loading condition. The results are as shown in Table 3. RetenDent mini-implants demonstrated a higher number of survived cycles at loading conditions of 275N, 230N, 185N, and 140N. However, at 320N, OSSTEM showed a slightly higher number of survived cycles. The data were plotted in the load-cycle diagram for comparison according to ISO 14801 guidelines. (Fig. 3) The fatigue limits of RetenDent and OSSTEM mini-implants were 185N and 140N, respectively.

Table 3 *Average number of survived cycles until failure (unit: cycles)*

	320N	275N	230N	185N	140N
RetenDent	3,423	8,912	55,707	5,000,000	5,000,000
OSSTEM	3,697	5,354	9,203	19,231	5,000,000

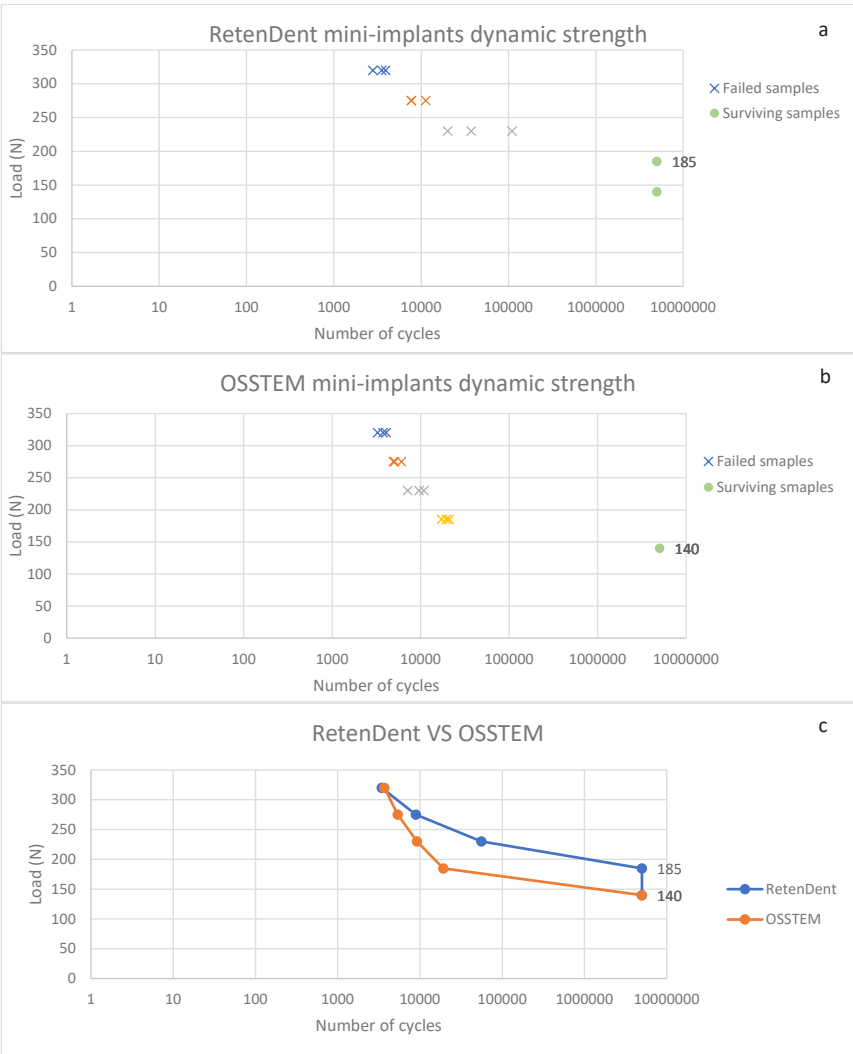


Figure 3 *Load-cycle diagram a: RetenDent b: OSSTEM c: RetenDent compare to OSSTEM mini-implant*

SEM and EDS analysis

The SEM images of the mini-implants are shown in Figure 4. At the head of the mini-implants, it showed a homogenous smooth mechanical surface, while the body of the mini-implants demonstrated the irregular roughness which is the results from surface modification in order to enhance osseointegration process of the mini-implants. Moreover, the picture also demonstrated different thread designs between the two mini-implants systems. RetenDent's thread design is similar to reverse buttress shape while OSSTEM's is similar to regular buttress thread shape. EDS spectra of both samples which were measured at 3 different locations are shown in Figure 5. Both samples demonstrated similar results as Ti represented the major components of the materials. The results also revealed the presence of Aluminium (Al) and Vanadium (V).

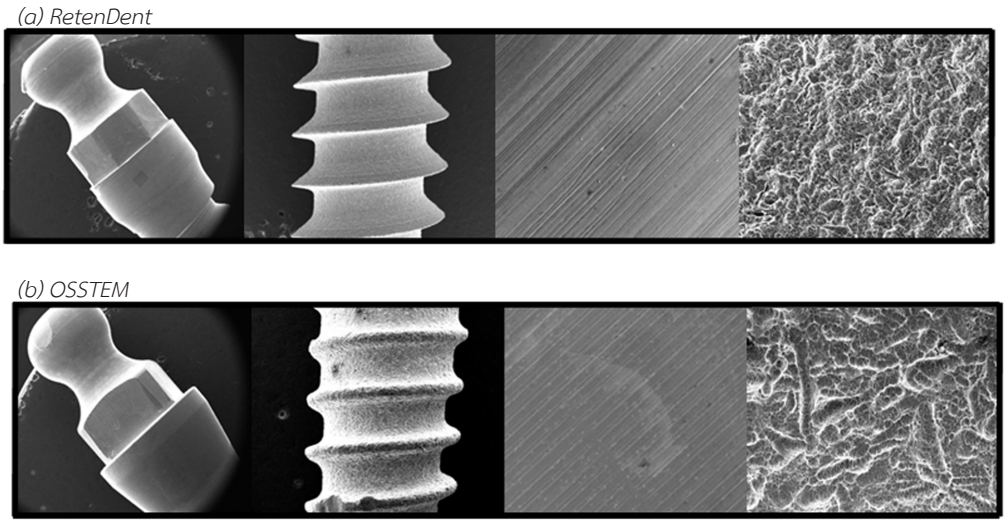


Figure 4 *Images obtained by scanning electron microscopy (a) RetenDent (b) OSSTEM (From left to right: Head 50x, Body50x, Head 1000x, Body 1000x magnification)*

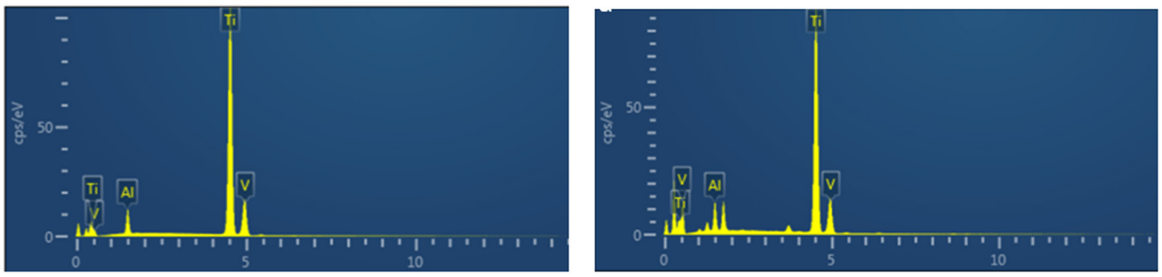


Figure 5 *Example of energy dispersive spectroscopy spectra obtained by chemical analysis of (a) RetenDent and (b) OSSTEM*

Discussion

Several studies reported that denture wearer preferences in overdenture were higher when compared to the conventional complete denture and fixed prosthesis due to better denture stability, easy cleaning, and maintenance.[13,14] However, severe atrophy of the alveolar ridges of patients is a contraindication for standard implant placement. Standard implant (two-piece) protocol requires at least 6 millimeters buccolingual width dimension of the alveolar process. This specific buccolingual dimension is rarely found in the edentulous patients, especially in the lower jaw. Therefore, the mini-implant overdenture (one-piece) is recommended to replace the standard implant. The mini-implants of 2.5 mm in diameter requires only 4.5 mm of bone thickness which is normally available in the lower jaw. Moreover, this one-piece design provides a better strength compared to the standard hollow implants.

OSSTEM mini-implant products were selected to be the benchmarked mechanical properties since several studies reported that OSSTEM mini-implants were successful in clinical application and demonstrated high patient satisfaction.[15,16] Static and dynamic compressive strengths were selected as a representative for the mechanical testing.

In this study, both mini-implants of each system were embedded in the acrylic blocks with standardization of 11 mm distance between the supporting point and the loading point, resulting in an equal moment arm (lxsin30) of 5.5 mm. The result demonstrated that the mean static compressive strength of RetenDent mini-implants was 462.97N, which was statistically higher when compared with that of the OSSTEM mini-implants (403.41N) at the significant level of 0.01. The reason for this might due to the different materials used in the manufacturing process. Analyzed through EDS, both mini-implants demonstrated the presence of Vanadium (V) and Aluminum (Al) elements suggesting that Ti6Al4V is the alloy material of both mini-implant systems. The manufacturer of OSSTEM only stated that the alloy material of the products is Titanium but did not specific grade type of the material. On the other hand, the manufacturer of RetenDent mini-implant claims that the alloy material of the products is Ti6Al4V ELI (grade23) following the ASTM F 136 Titanium specification.[17]

Two types of Titanium that are commonly used in the implant dentistry are cpTi4 and Ti-6Al-4V. Several studies reported that Ti-6Al-4V was a preferable material for mini-implants since it provided superior mechanical properties when compared with cpTi4.[18,19] However, some studies reported the risk of toxicity from Vanadium in the Ti-6Al-4V alloy and the mismatch of the elastic modulus between the implant and the bones.[20,21] Thus, modification of titanium alloy compositions with extra low interstitials (ELI) has been developed. The Ti6Al4V ELI contains lower levels of interstitials, which results in better mechanical and thermal properties. These properties include fracture and corrosion resistance, wear, and cryogenic properties.[22]

Another different factors between these two mini-implant systems are the thread shape and design. Study by Lee *et al* reported that different types of thread had no effect on the compressive strength of the material. On the other hand, different thread shape and depth could affect the stress distribution and primary stability.[23] Study by Oswal *et al.* found that Minimum Von Mises stresses were seen with the reverse buttress thread design at the cortical bone.[24] Study by Ahmad *et al.* also reported that the reverse buttress had a favorable outcome as it provides better stability and increases the ability of osseointegration process. [25]

Surface treatment is another factor that has an effect on osseointegration. According to manufacturer's information, both RetenDent and OSSTEM were treated by sandblasted and acid etching technique (SA). Elkhaweldi *et al.* reported that SL had a higher survival rate compared to RBM method, especially in the area of poor quality of bone. [26] Study by Im *et al.* also reported that the initial stability of SL was higher than RBM, but not statistically different.[27]

The compressive fatigue testing is the simulation of daily functions and is accepted as the foremost and suitable test strategy to get the information closet to the clinical circumstance. In this study, five loads were selected to compare the number of cycles between these two mini-implants, including 320N, 275N, 230N, 185N, and 140N. These loads were selected as 230N representing half of the maximum static compressive strength of the material, and 45N was determined as the step width of the maximum load. The specimens were positioned at a 30-degree off-axis which simulated clinically severe single tooth bending.[28] Literature review shows that adults have a chewing frequency of around 2700 times a day, which is equal to 10 million times per year.[29] However, chewing cycles are not always active in normal oral conditions. According to ISO14801, five million cycles are considered as a standard for cyclic testing. The results demonstrated that both RetenDent and OSSTEM mini-implants showed similar results in

that the number of survived cycles were increased with decreasing level of load. RetenDent mini-implants showed a higher number of survived cycles when compared with OSSTEM mini-implants at the same loading condition. Only at 320N that OSSTEM did demonstrate a slightly higher number of survived cycles. The reason for this is the collar size of the mini-implants. OSSTEM has a larger collar which is around 3.2 mm when compared with RetenDent, which has a collar size of around 2.8 mm. This collar part receives the load and transfers it to the body. At 320N, the 2.8 mm collar size cannot withstand the load. As a result, it breaks at the lower number of cycles than OSSTEM. However, the area for the mini-implants placement is limited around the premolar to premolar region since the purpose of the mini-implant is to retain prosthesis. Previous studies reported that the mean masticatory force at the molar region ranged from 107 to 156N, 39 to 66N on the premolars and 11 to 33N on the front teeth.[30] Therefore, 320N is beyond the mean masticatory force at the premolar region.

By comparing the results with a study by Heo *et al.,* which tested mini-implants from Dentis, Daegu, Korea, it showed that the diameter of the mini-implant was 2.5 mm and the length was 13 mm. The test method was similar to this study. The results demonstrated that the maximum static compressive strength was 149 ± 6.1N.[31] Dentis was made of cpTi4. Thus, it yielded a lower compressive strength value when compared with Ti6Al4V and Ti6Al4VELI material at the same diameter and tested conditions. The fatigue limit of Dentis was analyzed at 60N, which accounted for around 40 percent of its maximum static compressive strength. This percentage is comparative to RetenDent. OSSTEM's mean static load is around 403N, and its fatigue load is limit to around 140N. This accounts for around 35 percent of its maximum compressive strength. However, the large range of the step width must be considered, as the load between the ranges could be the definite fatigue limit of the materials.

The most concerning problem for the mini-implants is their mechanical properties to withstand the force since several studies reported a high risk of fracture in the reduced diameter of the implants.[32,33] The maximum bite force is usually used as an indicator to evaluate oral cavity function. Several factors have an effect on this value, including gender, age, periodontal and dental status. As mentioned above, the compressive strength of both mini-implants is higher than the mean masticatory force around the placement area of the mini-implants. Moreover, studies reported that completely edentulous patients had reduced masticatory force up to only 20 %–40 % of that of healthy dentate persons.[34] This is due to decreased muscle activity as older people tend to have weak neuromuscular control.[35] Studies reported that the maximum bite strength for a complete denture was around 155N, with an average masticatory force of 43N.[36] Compared with this study's results, RetenDent's static and dynamic compressive strength is greater than this value. Therefore, RetenDent mini-implants are likely to have capabilities in need for application in clinical practice to retain prostheses.

Limitations

This study was an *in-vitro* study. It cannot simulate the actual intraoral environment. The load was applied only in a single direction. Temperature and humidity was not similar to the actual clinical situation. Future studies might consider artificial saliva baths and thermocycling.

Conclusions

RetenDent mini-implants are statistically higher in static compressive strength compared with OSSTEM mini-implants. Both RetenDent and OSSTEM mini-implants have higher static compressive strength than mean masticatory force in anterior and premolar regions

RetenDent has a higher dynamic compressive strength than OSSTEM and also has a higher number of

survived cycles in all loading conditions except at 320N loads.

RetenDent's static and dynamic compressive strength was greater than maximum bite force for a complete denture.

Funding disclosures: This study had funded by The Thailand Research Fund (TRF). Results and discussions written in this study had not been reviewed, altered, or approved by TRF in any way.

References

1. Prasartkul P, Vapattanawong P, Rittirong J, Chuanwan S, Kanchanachitra M, Jaratsit S, *et al.,* editors. SITUATION OF THE THAI ELDERLY 2017. Bangkok: Institute for Population and Social Research, Mahidol University and Foundation of Thai Gerontology Research and Development institute (TGRI); 2019.

2. Hung HC, Colditz G, Joshipura KJ. The association between tooth loss and the self-reported intake of selected CVD-related nutrients and foods among US women. ***Community Dent Oral Epidemiol*** 2005;33(3):167-73.

3. Cleary TJ, Hutton JE. An assessment of the association between functional edentulism, obesity, and NIDDM. ***Diabetes Care*** 1995; 18(7):1007-9.

4. Bucca C, Cicolin A, Brussino L, Arienti A, Graziano A, Erovigni F, *et al.* Tooth loss and obstructive sleep apnoea. ***Respir Res*** 2006;7(1):8.

5. Bodine RL. Oral lesions caused by ill-fitting dentures. ***J Prosthet Dent*** 1969;21(6):580-8.

6. Ogunrinde TJ, Dosumu OO. The influence of demographic factors and medical conditions on patients complaints with complete dentures. ***Ann Ib Postgrad Med*** 2012;10(2):16–21.

7. Jindra P, Eber M, Pesák J. The spectral analysis of syllables in patients using dentures. ***Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*** 2002;146(2):91-4.

8. Ettinger RL, Qian F. Abutment tooth loss in patients with overdentures. ***J Am Dent Assoc*** 2004;135(6):739-46.

9. Zitzmann NU, Hagmann E, Weiger R. What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe? ***Clin Oral Implants Res*** 2007;18 Suppl 3:20-33.

10. Owen PC. Appropriatech: prosthodontics for the many, not just for the few. ***Int J Prosthodont*** 2004;17(3):261-2.

11. Tangcharoensathien VS, Rapeepong & Thammatacharee, Noppakun & Patcharanarumol, Walaiporn. Thailand's Universal Health Coverage Scheme. ***Economic and Political Weekly*** 2012;8:53.

12. International Organization for Standardization. Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants. ***ISO*** 14801;2016.

13. Heydecke G, Boudrias P, Awad MA, De Albuquerque RF, Lund JP, Feine JS. Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: Patient satisfaction and choice of prosthesis. ***Clin Oral Implants Res*** 2003;14(1):125-30.

14. Pan YH, Lin TM, Liang CH. Comparison of patient's satisfaction with implant-supported mandibular overdentures and complete dentures. ***Biomed J*** 2014;37(3):156-62

15. Huang JS, Zhao JJ, Liu Q, Liu TT. Clinical research of immediate restoration implant with mini-implants in edentulous space. ***Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*** 2010;28(4):412-6.

16. Kumari P, Verma M, Sainia V, Gupta A, Gupta R, Gill S. Mini-Implants, Mega Solutions: A Case Series. ***J Prosthodont*** 2016;8:682-6.

17. American Society of Testing and Materials. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications. ASTM F 136-13. ***ASTM International.*** 2013

18. Elias CN, Fernandes DJ, Resende CR, Roestel J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. ***Dent Mater*** 2015;31(2):e1-e13.

19. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. ***J Prosthodont*** 1999;1:40-3.

20. Sidambe AT. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. ***Materials (Basel).*** 2014;7(12):8168-88.

21. Todd MA, Hunt J, Todd I. Investigation into using resonant frequency measurements to predict the mechanical properties of Ti-6Al-4V manufactured by selective laser melting. ***Sci Rep*** 2019;1:9278.

22. Umar Farooq M, Pervez Mughal M, Ahmed N, Ahmad Mufti N, Al-Ahmari AM, He Y. On the Investigation of Surface Integrity of Ti6Al4V ELI Using Si-Mixed Electric Discharge Machining. ***Materials (Basel)*** 2020;13(7):1549.

23. Lee SY, Kim SJ, An HW, Kim HS, Ha DG, Ryo KH, *et al.* The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. ***J Adv Prosthodont*** 2015;7(2):115-21.

24. Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. ***J Indian Prosthodont Soc*** 2016; 16(4):359-65.

25. Ahmad SA, Kadir MRA, Sulaiman E. Simulation on the effects of dental implant threads to the osseointegration potential; 2010 Nov - Dec 2; Kuala Lumpur, Malaysia. New York City: IEEE; 2010.p.221-6

26. Elkhaweldi A LD, Wang W, Cho SC. The survival rate of RBM surface versus SLA surface in geometrically identical implant design. ***J Oral Bio*** 2014;1(1):1-8.

27. Im JH, Kim SG, Oh JS, Lim SC. A Comparative Study of Stability After the Installation of 2 Different Surface Types of Implants in the Maxillae of Dogs. ***Implant Dent*** 2015;24(5):586-91.

28. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational

single tooth abutments. ***J Prosthet Dent*** 1995;73(1):36-43.
29. Fan HG, X. & Zhu, Z. Evaluation of dental implant fatigue performance under loading conditions in two kinds of physiological environment. ***Int J of Clin Exp Med*** 2017;10(4):6369-77.
30. Ye Y, Di P, Jia S, Lin Y. Occlusal force and its distribution in the position of maximum intercuspation in individual normal occlusion: a cross-sectional study. ***Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*** 2015; 50(9):536-9.
31. Heo YR, Son MK., Kim HJ, Choe HC, Chung CH. Comparison of fatigue fracture strength by fixture diameter of mini implants. ***J Korean Acad Prosthodont*** 2012;50(3):156-61.
32. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2011;4:e181-92.
33. Tuzzolo Neto H, Tuzita AS, Gehrke SA, de Vasconcellos Moura R, Zaffalon Casati M, Mikail Melo Mesquita A. A Comparative Analysis of Implants Presenting Different Diameters: Extra-Narrow, Narrow and Conventional. ***Materials (Basel)*** 2020;13(8):1888.
34. Fayad MI, Alruwaili HHT, Khan MS, Baig MN. Bite Force Evaluation in Complete Denture Wearer with Different Denture Base Materials: A Randomized Controlled Clinical Trial. ***J Int Soc Prev Community Dent*** 2018;8(5):416-9.
35. Lloyd PM. Complete-denture therapy for the geriatric patient. ***Dent Clin North Am*** 1996;40(1):239-54.
36. Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. ***J Prosthet Dent*** 1990;63(5):549-53.

บทวิทยาการ

การยอมรับของเด็กและผู้ปกครอง ผลข้างเคียง และผลการยับยั้งฟันผุต่อการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในฟันน้ำนมซี่หน้าบนของเด็กก่อนวัยเรียนที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทันตกรรม ในเขตอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่

Acceptance of Children and Parents, Adverse Effects and Caries Arresting Effect of Silver Diamine Fluoride Therapy on Upper Anterior Primary Teeth of Preschool Children with Limiting Access to Dental Service in Muang District, Chiang Mai Province

จารุวรรณ ตันบุญ[1], ดรุณี โอวิทยากุล[2], อารีรัตน์ นิรันต์สิทธิรัชต์[2]

Jaruwan Tanboon[1], Darunee Owittayakul[2], Areerat Nirunsittirat[2]

[1]โรงพยาบาลค่ายพิชัยดาบหัก อำเภอเมือง จังหวัดอุตรดิตถ์ ประเทศไทย

[1]Fort Pichaidaphak hospital, Muang district, Uttaradit, Thailand

[2]ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ ประเทศไทย

[2]Department of Family and Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการยอมรับของเด็กก่อนวัยเรียนและผู้ปกครอง ผลข้างเคียง และผลการยับยั้งฟันผุของการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ความเข้มข้นร้อยละ 38 ในเด็กก่อนวัยเรียน อายุ 3-6 ปี ที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทันตกรรม จำนวน 75 ราย จากโรงเรียนรัฐบาล 4 แห่ง ในอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ ที่มีฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่กำลังผุลุกลามในชั้นเนื้อฟันอย่างน้อย 1 ซี่ วิธีการศึกษาโดย ทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุ จำนวน 2 ครั้ง ระยะเวลาห่างกัน 6 เดือน ประเมินการยอมรับของเด็กและติดตามอาการข้างเคียงที่ระยะเวลา 1 วัน ประเมินการยอมรับของผู้ปกครองที่ระยะเวลา 2 สัปดาห์ และประเมินผลการยับยั้งฟันผุของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ที่ระยะเวลา 6 เดือน จากร้อยละการยับยั้งฟันผุและร้อยละฟันผุที่ลดลง ผลการศึกษาพบว่าเด็กและผู้ปกครองส่วนใหญ่ยอมรับการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ โดยเด็กยอมรับเรื่องการติดสีดำของฟันหลังทาครั้งที่ 1 และ 2 คิดเป็นร้อยละ 78.7 และ 52.0 ส่วนผู้ปกครองยอมรับเรื่องการติดสีดำของฟันหลังทาครั้งที่ 1 และ 2 คิดเป็น ร้อยละ 77.3 และ 65.3 อาการข้างเคียงที่พบได้แก่ อาการเจ็บแสบเหงือก 17 ราย อาการปวดฟัน 5 ราย และอาการคลื่นไส้อาเจียน 8 ราย โดยที่ระยะเวลา 6 เดือน ร้อยละการยับยั้งฟันผุเท่ากับ 91.4 และร้อยละฟันผุที่ลดลง เท่ากับ 27.7 สรุปได้ว่าเด็กและผู้ปกครองส่วนใหญ่ที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทางทันตกรรมยอมรับการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ และซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีประสิทธิภาพสูงในการยับยั้งฟันผุ อย่างไรก็ตามก่อนให้การรักษาควรให้ข้อมูลอย่างละเอียดแก่ผู้ปกครอง และเด็กเกี่ยวกับขั้นตอนการรักษา ข้อดี ข้อเสีย เพื่อประกอบการตัดสินใจรับการรักษา

คำสำคัญ: การยอมรับ, ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์, เด็กก่อนวัยเรียน, ผลข้างเคียง, ร้อยละการยับยั้งฟันผุ, ร้อยละฟันผุที่ลดลง

Abstract

This study aimed to evaluate treatment acceptance, adverse effects and caries-arresting effects of silver diamine fluoride (38% SDF) in preschool children aged 3-6 years who restrict on access to dental service. An oral examination of 75 kindergarten children from four public schools in Muang district, Chiang Mai province who had at

least one tooth with active dentine caries in upper anterior primary teeth. According to methodology, SDF was applied directly to only the affected tooth surfaces in two applications at six-month intervals. The children's acceptance and adverse effects were evaluated one day after each procedure. The parental acceptance was assessed two weeks after the procedure. The caries-arresting effects was assessed at six-month to calculate the caries arresting rate and caries reduction. Most children and their parents showed positive results from using SDF therapy. The children's acceptance of black discoloration after the first and second SDF applications were 78.7 % and 52.0 %. The parents' acceptance of black discoloration after the first and second SDF applications were 77.3 % and 65.3 %. There were adverse effects such as gingival pain and irritation (n=17), tooth pain (n=5), and nausea and vomiting (n=8). At the six-month follow-up, caries arrest rate was 91.4 % and caries reduction was 27.7 %. In conclusion, most children and parents who restrict on access to dental service responded well to SDF therapy. SDF has a positive effect on caries-arresting effect. However, prior to treatment, parents and children should be provided with detailed information about the treatment process, pros and cons, in order to decide to receive treatment.

Keyword: Acceptance, Silver diamine fluoride, Preschool children, Adverse effects, Caries arrest rate, Caries reduction

Received Date: May 21, 2021 **Revised Date:** Jun 11, 2021 **Accepted Date:** Aug 2, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.20

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :
ดรุณี โอวิทยากุล ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถนนสุเทพ ตำบลสุเทพ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ 50200 ประเทศไทย โทรศัพท์: 053-944470 อีเมล: jeeleeja@gmail.com
Correspondence to :
Darunee Owittayakul, Department of Family and Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Suthep road, Suthep subdistrict, Muang district, Chiang Mai University, Chiang Mai 50200, Thailand. Tel: 053-944470 E-mail: jeeleeja@gmail.com

บทนำ

ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ เป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับจัดการฟันผุลึกถึงชั้นเนื้อฟันโดยไม่จำเป็นต้องบูรณะ (non-restorative treatment) มีลักษณะเป็นสารรูปของเหลว ใช้ทาเฉพาะที่ลงบนผิวฟันโดยไม่ต้องกำจัดฟันผุออก[1] มีประสิทธิภาพในการยับยั้งฟันผุร้อยละ 65.9-89.0[2-4] ได้รับการอนุมัติให้ใช้โดยองค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกา (Food and Drug Administration) ในปี ค.ศ. 2014[5] โดยแนะนำให้ใช้ในผู้ป่วยเด็กที่มีปัญหาสภาวะฟันผุที่กำลังลุกลาม (active caries) และมีปัญหาด้านการเข้าถึงบริการทางทันตกรรม[6] เนื่องจากมีวิธีการใช้งานที่ง่าย ไม่ยุ่งยาก และราคาไม่แพง[7]

กลไกการทำงานของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์คือจะทำปฏิกิริยาเปลี่ยนไฮดรอกซีอะพาไทท์ (hydroxyapatite) เป็นฟลูออโรอะพาไทท์ (fluoroapatite) ทำให้ผิวฟันทนต่อสภาวะความเป็นกรดได้มากขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถยับยั้งแบคทีเรียที่ก่อโรคฟันผุ[8] และยับยั้งโปรตีนที่ย่อยสลายเนื้อฟันที่เผยผึ่ง ได้แก่ แมททริกเมททัลโลโปรตีนเนส (matrix metalloproteinases)[9] และคาร์เทปซีน (cathepsin)[10] ทำให้รอยผุมีความลึก (lesion depth) ลดลง การลุกลามของรอยโรค (progression of lesion) ช้าลง ความแข็งผิว (microhardness) เพิ่มขึ้น ส่งเสริมการดูดกลับของแคลเซียม และยับยั้งการละลายตัวของแคลเซียม ทำให้เกิดการคืนกลับแร่ธาตุ (remineralization)[11] ดังนั้นซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์จึงช่วยยับยั้งฟันผุ ชะลอการลุกลามของรอยโรคฟันผุ ลดโอกาสปวดจากฟันผุทะลุเนื้อเยื่อใน (exposed pulp) ลดระยะเวลา และความยุ่งยาก รวมถึงลดค่าใช้จ่ายในการรักษาทางทันตกรรม[5] อย่างไรก็ตามข้อด้อยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์คือ ทำให้ฟันติดสีดำ[12] ส่งผลกระทบต่อการยอมรับและการเลือกรับการรักษาโดยเฉพาะบริเวณฟันหน้า การศึกษาที่ผ่านมารายงานเรื่องการยอมรับของผู้ปกครอง ซึ่งเก็บข้อมูลจากการดูภาพถ่าย[13] การสัมภาษณ์[7,14] และการตอบแบบสอบถามหลังการรักษา[12,15] ทั้งนี้มีเพียงการศึกษาเดียวที่ศึกษาการยอมรับของเด็กอายุ 6-7 ปีต่อการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ โดยพบว่าเด็กส่วนใหญ่พึงพอใจต่อการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ทั้งในแง่ระยะเวลาการรักษา ความสะดวกสบาย

กลิ่น รสชาติ และสีฟัน[16] อย่างไรก็ตามยังไม่พบการศึกษาใดที่ประเมินการยอมรับในเด็กอายุ 3-6 ปี[17] ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าเด็กช่วงอายุดังกล่าว สามารถรับรู้และเข้าใจถึงความสวยงามของฟันทั้งของตนเองและผู้อื่น[17,18]

จากผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากแห่งชาติ ครั้งที่ 8 พบว่ามากกว่าครึ่งหนึ่งของประชากรเด็กก่อนวัยเรียนประสบปัญหาโรคฟันผุและมีแนวโน้มสูงที่จะไม่ได้รับการรักษา[19] โดยอัตราการใช้บริการสุขภาพช่องปากของเด็กอายุ 3-5 ปี ในอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ ประจำปี 2562 คิดเป็นร้อยละ 49.3[20] จากข้อมูลข้างต้นแสดงให้เห็นถึงข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทันตกรรม โดยเฉพาะเด็กก่อนวัยเรียนในกลุ่มผู้ปกครองที่มีระดับการศึกษาและเศรษฐานะต่ำ

ในการศึกษาเชิงพรรณนานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อ 1) ศึกษาการยอมรับการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ของเด็กก่อนวัยเรียน อายุ 3-6 ปี และผู้ปกครองที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทันตกรรม ในเขตอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ โดยศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการยอมรับ ได้แก่ จำนวนฟันหน้าบนที่ผุ และขนาดของรอยโรคฟันผุ 2) ศึกษาผลข้างเคียงจากการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 3) ศึกษาผลในการยับยั้งฟันผุของการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในฟันผุลึกถึงชั้นเนื้อฟันในฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ระยะเวลา 6 เดือน เพื่อเป็นประโยชน์ต่อการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในเด็กก่อนวัยเรียนที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้ผ่านการรับรองโครงการศึกษาวิจัยในมนุษย์ โดยคณะกรรมการพิทักษ์สิทธิ์สวัสดิภาพและป้องกันภยันตรายของผู้ถูกวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เอกสารเลขที่ 38/2562 ทำการศึกษาในผู้ปกครองและเด็กก่อนวัยเรียน อายุ 3-6 ปี ที่กำลังศึกษาอยู่ชั้นอนุบาล ในเขตอำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ โดยเลือกโรงเรียนรัฐบาล 4 แห่ง ได้แก่ โรงเรียนบ้านเชิงดอยสุเทพ โรงเรียนวัดช่างเคี่ยน โรงเรียนวัดสวนดอก และศูนย์พัฒนาเด็กเล็กเทศบาลตำบลสุเทพ เนื่องจากผู้ปกครองกลุ่มนี้มีระดับการศึกษาและเศรษฐานะต่ำ และมีปัญหาในการเข้าถึงบริการทางทันตกรรม

มีเกณฑ์การคัดเข้า (inclusion criteria) คือ

1. เด็กอายุ 3-6 ปี ไม่มีโรคประจำตัว
2. มีสภาวะฟันผุที่กำลังลุกลามลึกถึงชั้นเนื้อฟัน (ICDAS: 5 และ 6) บริเวณฟันน้ำนมซี่หน้าบนอย่างน้อย 1 ซี่ คือ มีลักษณะเป็นโพรงและเมื่อใช้โพรบชนิดดับเบิ้ลยูเอชโอ (WHO probe) เขี่ยไปในรอยโรคพบการหลุดของเนื้อฟันหรือเนื้อฟันเป็นขุย[14]
3. ผู้ปกครองยินยอมให้บุตรเข้าร่วมงานวิจัย หลังจากได้รับทราบรายละเอียดงานวิจัย ข้อดี ข้อเสีย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ พร้อมแนบภาพถ่ายจำลองฟัน ก่อนและหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์

มีเกณฑ์การคัดออก (exclusion criteria) คือ

1. มีประวัติแพ้สารประกอบซิลเวอร์ (silver)
2. มีอาการปวดฟันแบบเกิดขึ้นเอง (spontaneous pain) บริเวณฟันหน้าบนในระหว่างการศึกษา
3. มีอาการติดเชื้อเนื้อเยื่อในโพรงฟัน (sign of pulpal infection) บริเวณฟันหน้าบน ได้แก่ ฟันผุทะลุเนื้อเยื่อใน รูเปิดทางหนองไหล (sinus tract opening) ตุ่มหนอง (abscess) และฟันโยก (hypermobility)
4. มีความผิดปกติของฟัน ได้แก่ ภาวะสร้างเคลือบฟันไม่สมบูรณ์ (amelogenesis imperfecta) ภาวะสร้างเนื้อฟันไม่สมบูรณ์ (dentinogenesis imperfecta)
5. มีแผลถลอกตำแหน่งเหงือก (gingival ulceration) บริเวณที่จะทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์

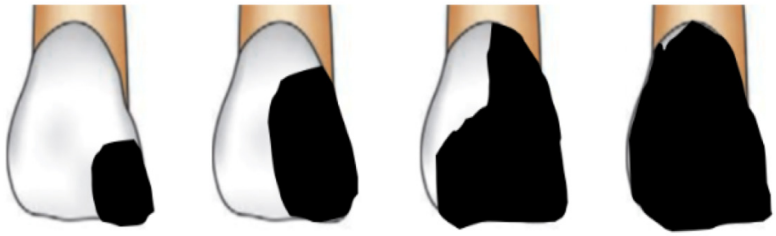
วิธีการดำเนินการศึกษา

เก็บข้อมูลพื้นฐาน ได้แก่ อาชีพ ระดับการศึกษา และเศรษฐานะของผู้ปกครอง ประวัติการรักษาทางทันตกรรมของเด็กและพฤติกรรมการดูแลสุขภาพช่องปากของเด็ก โดยใช้แบบสอบถามร่วมกับให้ครูประจำชั้นสัมภาษณ์ผู้ปกครอง ก่อนการเก็บข้อมูลผู้วิจัยอธิบายครูประจำชั้นเพื่อทำความเข้าใจเนื้อหาแบบสอบถามและขั้นตอนการเก็บข้อมูล หลังจากเก็บข้อมูลผู้ปกครองและเด็กจะได้รับความรู้เรื่องทันตสุขศึกษา และวิธีการดูแลสุขภาพช่องปาก ซึ่งผู้วิจัยสอนโดยใช้โปรแกรมนำเสนอ ร่วมกับคลิปวิดีโอเป็นระยะเวลา 15 นาที

ตรวจสุขภาพช่องปากของเด็ก เก็บข้อมูลโดยผู้วิจัยซึ่งเป็นทันตแพทย์ จำนวน 1 คน ตรวจฟันก่อนทาและหลังการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 6 เดือน ก่อนเก็บข้อมูลผู้วิจัยได้ทำความเข้าใจเกณฑ์การตรวจและปรับความถูกต้องในการตรวจฟันผุกับทันตแพทย์ผู้มีความรู้ความเชี่ยวชาญสาขาทันตกรรมทั่วไป จนเกิดความมั่นใจในการตรวจ และระหว่างการเก็บข้อมูลได้ทำการสุ่มเด็กจำนวน 7 ราย เพื่อตรวจซ้ำ ได้ค่าแคปปา (Kappa) เท่ากับ 0.80 การตรวจฟันเด็กทำที่โรงเรียนหรือศูนย์เด็กเล็ก โดยให้เด็กนอนราบกับพื้น ผู้ตรวจใช้ไฟคาดศีรษะ กระจกส่องปาก และโพรบชนิดดับเบิ้ลยูเอชโอ ก่อนการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ มีการตรวจประเมินดังนี้ (1) ค่าดัชนีคราบอ่อน (debris index)[21] ในฟัน 6 ซี่ ได้แก่ 55(B) 51(La) 65(B) 85(Li) 71(La) และ 75(Li) กรณีไม่มีซี่ดังกล่าวใช้ซี่ข้างเคียงทดแทน (2) ประสบการณ์การเกิดฟันผุ โดยใช้ค่าดัชนีฟันผุ (dmft) ขององค์การอนามัยโลก[22] (3) ระดับรอยผุในฟันน้ำนมซี่หน้าบน โดยใช้ดัชนี ICDAS[23] และ (4) ลักษณะของรอยผุ โดยบันทึกตำแหน่ง

รอยผุ (ด้านริมฝีปาก/ด้านใกล้กลาง/ด้านไกลกลาง/ด้านเพดานปาก/ด้านปลายฟัน) สีฟัน (ดำ/น้ำตาล/เหลือง) และขนาดของฟันผุ โดยบันทึกฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่มีขนาดรอยผุที่ใหญ่ที่สุดในช่องปาก เมื่อมองจากด้านริมฝีปาก ระบุคะแนน (score) 1-4 ตามขนาดรอยผุจากเล็กไปใหญ่ (รูปที่ 1)

คะแนน 1 = น้อยกว่า 1/4 ของพื้นที่ผิวฟัน
คะแนน 2 = มากกว่าหรือเท่ากับ 1/4 แต่ไม่ถึง 1/2ของพื้นที่ผิวฟัน
คะแนน 3 = มากกว่าหรือเท่ากับ 1/2 แต่ไม่ถึง 3/4 ของพื้นที่ผิวฟัน
คะแนน 4 = มากกว่าหรือเท่ากับ 3/4 ของพื้นที่ผิวฟัน



คะแนน 1 **คะแนน 2** **คะแนน 3** **คะแนน 4**

รูปที่ 1 *การจัดกลุ่มขนาดฟันผุเมื่อมองจากด้านริมฝีปาก*

Figure 1 *Classification of carious lesions by size when viewed from labial side*

การศึกษานี้ใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ความเข้มข้นร้อยละ 38 (Topamine®: DentaLife, Australia) ดำเนินการรักษาตามขั้นตอนของ AAPD ปี ค.ศ. 2017[6] ในฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุ โดยผู้วิจัยกำจัดคราบจุลินทรีย์ออกจากผิวฟันด้วยการแปรงฟันและเช็ดด้วยผ้าก๊อซ จากนั้นใช้ผ้าก๊อซกั้นเหงือกและริมฝีปาก ทาวาสลีน เพื่อลดการสัมผัสโดนเหงือกและเยื่อเมือกในช่องปาก ใช้ผ้าก๊อซเช็ดฟันให้แห้ง ใช้ไมโครบรัชจุ่มซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ที่อยู่ในถาดหลุมพลาสติก และทาลงบนรอยผุ ทิ้งไว้ 1 นาที เช็ดส่วนเกินออกด้วยผ้าก๊อซ แจ้งให้งดดื่มน้ำและงดรับประทานอาหาร อย่างน้อย 1 ชั่วโมง ทั้งนี้ที่ระยะเวลา 6 เดือนได้นัดเด็กมาทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ซ้ำเป็นครั้งที่ 2

การประเมินการยอมรับของเด็ก และอาการข้างเคียง ทำหลังจากทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 1 วัน โดยผู้วิจัยตรวจภายในช่องปากเพื่อติดตามอาการข้างเคียงและสอบถามเด็กถึงอาการข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น (มี/ไม่มี) และการยอมรับต่อการรักษา เก็บข้อมูลโดยใช้แบบสอบถามที่มีรูปแบบคำถามปลายปิด 2 ตัวเลือก (รับได้/รับไม่ได้) ใช้รูปหรือสัญลักษณ์แทนคำตอบประกอบเพื่อให้เด็กชี้ และเพื่อความแม่นยำในการวัดผลจึงสุ่มทวนถามเพื่อให้แน่ใจว่าเด็กเข้าใจและตอบตรงคำถาม

การประเมินการยอมรับของผู้ปกครอง ทำหลังจากทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 2 สัปดาห์ เพื่อให้พ้นระยะเวลาที่ฟันติดสีอย่างเต็มที่และผู้ปกครองมีระยะเวลาเพียงพอที่จะสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงในช่องปาก โดยประเมินการยอมรับของผู้ปกครองต่อการรักษาในภาพรวมด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ เก็บข้อมูลโดยใช้แบบสอบถามแบบมีตัวเลือก 5-likert scale (พึงพอใจอย่างยิ่ง/พึงพอใจ/ไม่แน่ใจ/ไม่พึงพอใจ/ไม่พึงพอใจอย่างยิ่ง) และความรู้สึกต่อสีฟันที่เปลี่ยนไปภายหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ (รู้สึกรับได้/รู้สึกเฉยๆ/ไม่แน่ใจ/รู้สึกรับไม่ได้/รู้สึกรับไม่ได้อย่างยิ่ง) เก็บข้อมูลผ่านการสัมภาษณ์ทางโทรศัพท์โดยผู้วิจัย

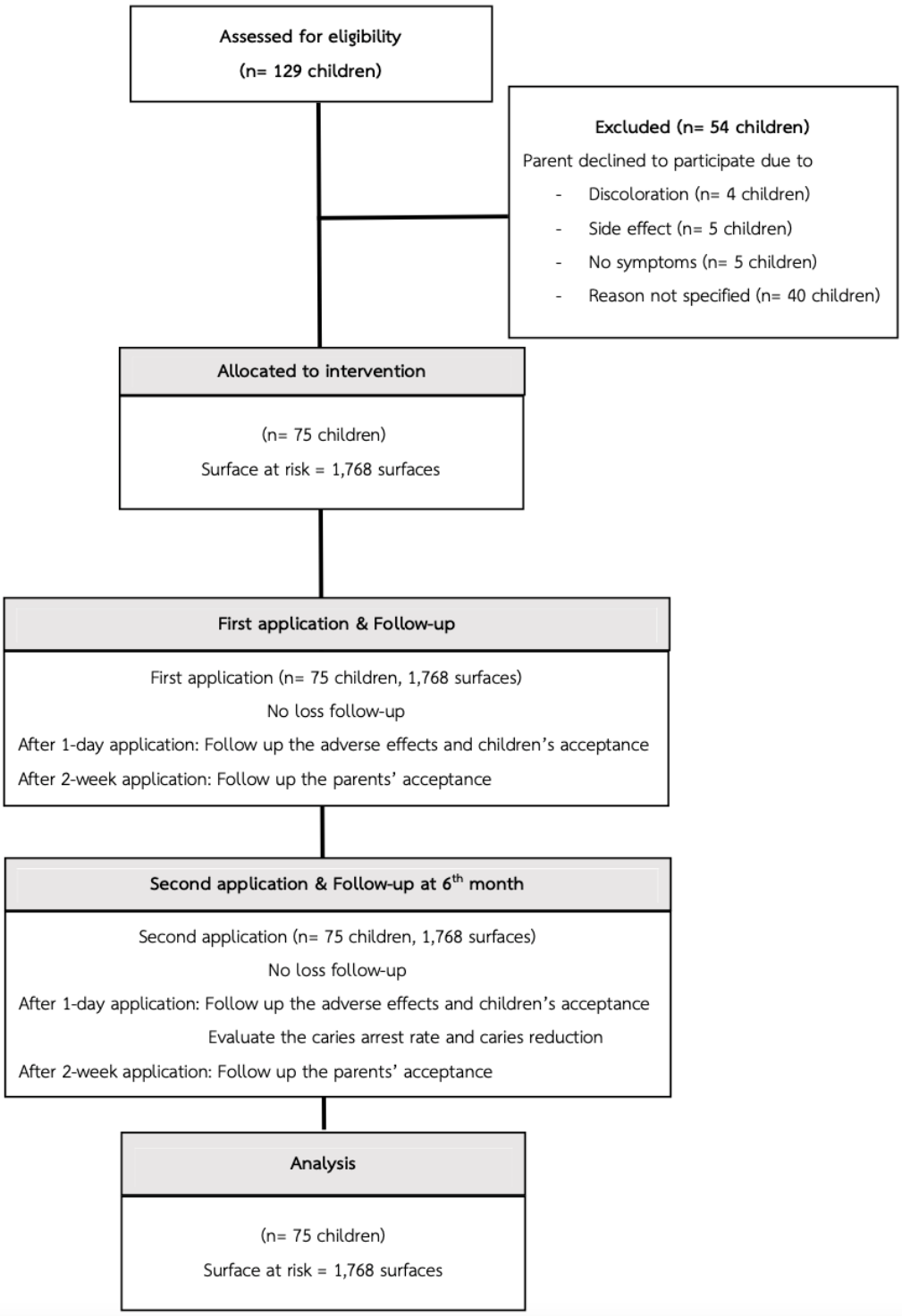
การประเมินการยับยั้งฟันผุของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ทำที่ระยะเวลา 6 เดือนหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ โดยผู้วิจัยใช้โพรบชนิดดับเบิ้ลยูเอชโอเขี่ยไปในรอยโรค การยับยั้งของฟันผุ คือ ด้านฟันผุที่เปลี่ยนเป็นฟันผุหยุดลุกลาม (inactive caries) มีลักษณะทางคลินิกคือ ฟันผุมีพื้นผิวแข็ง เรียบ เป็นมันวาว และไม่พบการหลุดของเนื้อฟันหรือเนื้อฟันเป็นขุย[14]

การวิเคราะห์ข้อมูล

การยอมรับของเด็กและผู้ปกครอง ผลข้างเคียง นำเสนอด้วยค่าร้อยละ และเปรียบเทียบการยอมรับตามจำนวนฟันผุของฟันซี่หน้าบน (กลุ่มฟันผุน้อย (1-2 ซี่) กลุ่มฟันผุปานกลาง (3-4 ซี่) และกลุ่มฟันผุมาก (5-6 ซี่)) เปรียบเทียบการยอมรับตามขนาดฟันผุที่ใหญ่ที่สุดในช่องปากเมื่อมองจากด้านริมฝีปาก (กลุ่มคะแนน 1-4) และประเมินการยับยั้งฟันผุ รายงานผลด้วยค่าร้อยละการยับยั้งฟันผุ (caries arrest rate) คำนวณจากจำนวนด้านของฟันหน้าบนที่ไม่มีการผุต่อหลังจากทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 6 เดือน/จำนวนด้านที่ผุของฟันหน้าบนที่วัดได้ก่อนทา และร้อยละฟันผุที่ลดลง (caries reduction) คำนวณจากผลต่างของร้อยละฟันผุก่อนทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์และร้อยละฟันผุที่ระยะเวลา 6 เดือนหลังทาซิลเวอร์ฟลูออไรด์ โดยการศึกษานี้วิเคราะห์ผลทางสถิติเชิงพรรณนาด้วยโปรแกรม SPSS รุ่น 23 (SPSS, Inc., Chicago, Illinois, USA)

ผลการศึกษา

กลุ่มตัวอย่างที่เข้าเกณฑ์การคัดเข้าจำนวน 129 ราย พบว่ามีผู้ปกครองยินยอมให้บุตรเข้าร่วมงานวิจัยจำนวน 75 ราย (ร้อยละ 58.1) มีจำนวนผู้ปกครองที่ปฏิเสธการเข้าร่วมงานวิจัย 54 ราย (ร้อยละ 41.8) เนื่องจากกังวลเรื่องสีฟัน (4 ราย) กังวลผลข้างเคียง (5 ราย) และสาเหตุอื่น ๆ อาทิ บุตรไม่ได้มีอาการจึงคิดว่าไม่มีความจำเป็นต้องรับการรักษา (5 ราย) และไม่ระบุเหตุผล (40 ราย) (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 *แผนผังการศึกษา*

Figure 2 *Flow chart of the study*

จากเด็กที่เข้าร่วมงานวิจัยทั้งหมดจำนวน 75 ราย เป็นชาย 39 คน (ร้อยละ 52.0) หญิง 36 คน (ร้อยละ 48.0) อายุเฉลี่ย 5.00 ปี (SD = 1.2) พบว่าร้อยละ 80 ไม่เคยพบทันตแพทย์มาก่อน ร้อยละ 97.3 อาศัยอยู่กับพ่อ-แม่ โดยมีผู้ปกครองที่แปรงฟันให้บุตร เพียงร้อยละ 40.0 เท่านั้น ผู้ปกครองร้อยละ 72.0 มีรายได้เฉลี่ยต่ำกว่า 10,000 บาทต่อเดือน และผู้ปกครองส่วนใหญ่ ร้อยละ 55.1 ไม่ได้รับการศึกษาหรือจบการศึกษาในระดับชั้นประถมศึกษาเท่านั้น (ตารางที่ 1)

ตารางที่ 1 *ข้อมูลพื้นฐานทั่วไปของเด็กที่เข้าร่วมวิจัย (n=75)*

Table 1 *General information of children who participated in this study (n=75)*

ข้อมูลทั่วไป	จำนวน
ชั้นเรียน, n (%)	
อนุบาล 1	22 (29.3)
อนุบาล 2	21 (28.0)
อนุบาล 3	32 (42.7)
ประวัติพบทันตแพทย์, n (%)	
เคย	60 (80.0)
ไม่เคย	15 (20.0)
การทำความสะอาดช่องปาก, n (%)	
แปรงฟันด้วยตนเอง	45 (60.0)
ผู้ปกครองช่วยแปรงฟัน	30 (40.0)
เด็กอาศัยอยู่กับ, n (%)	
พ่อ-แม่	73 (97.3)
ญาติ	2 (2.7)
อาชีพของบิดามารดา, n (%)	
รับจ้างทั่วไป	64 (85.3)
พ่อค้า/แม่ค้า	4 (5.3)
รับราชการ	1 (1.3)
ว่างงาน	2 (2.7)
อื่น ๆ	4 (5.3)
รายได้เฉลี่ยของครอบครัว, n (%)	
น้อยกว่า 5,000 บาท	5 (6.7)
5,000-10,000 บาท	49 (65.3)
มากกว่า 10,000 บาท	21 (28.0)
ระดับการศึกษาสูงสุดของบิดาหรือมารดา, n (%)	
ไม่ได้เรียน-ประถมศึกษา	41 (55.1)
มัธยมศึกษา/ปวช.	22 (29.3)
อุดมศึกษาหรือปริญญาตรีขึ้นไป	12 (15.6)

1. การยอมรับหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์

1.1 การยอมรับของเด็กหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 1 วัน

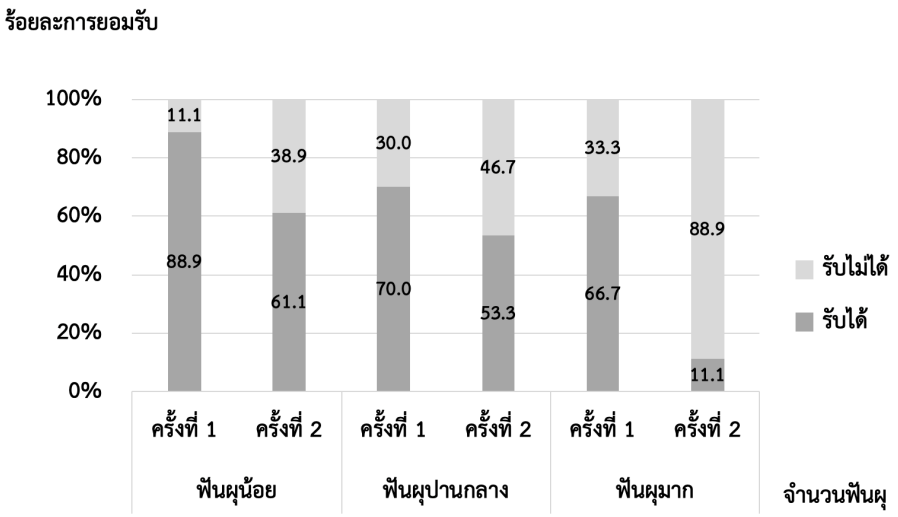
เด็กยอมรับการติดสีดำของฟัน ครั้งที่ 1 เท่ากับร้อยละ 78.7 และครั้งที่ 2 เท่ากับร้อยละ 52.0 โดยมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันลดลงในครั้งที่ 2 ขณะที่ประเด็นเรื่องของ รสชาติ กลิ่น ระยะเวลา และความรู้สึกไม่เจ็บขณะทำหัตถการกลับมีแนวโน้มยอมรับเพิ่มขึ้นในครั้งที่ 2 (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 *ร้อยละการยอมรับของเด็กและผู้ปกครองหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ (n=75)*

Table 2 *The percentage of children and parents' acceptance after silver diamine fluoride application (n=75)*

	ครั้งที่ 1 n (%)	ครั้งที่ 2 n (%)
การยอมรับของเด็ก		
1.รับได้กับสีฟันหลังทา	59 (78.7)	39 (52.0)
2.รับได้กับขั้นตอนการรักษา	60 (80.0)	45 (60.0)
3.รับได้กับรสชาติ	31 (41.3)	40 (53.3)
4.รับได้กับกลิ่น	52 (69.3)	61 (81.3)
5.ระยะเวลาทำฟันไม่นาน	45 (60.0)	51 (68.0)
6.การทำฟันไม่เจ็บ	66 (88.0)	69 (92.0)
การยอมรับของผู้ปกครอง		
1.รู้สึกพึงพอใจในภาพรวม (รูปร่างหน้าตาของฟันและสุขภาพฟันของบุตร)	65 (86.7)	70 (93.4)
2.รู้สึกรับได้ต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์	58 (77.3)	49 (65.3)
3.คิดว่าซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีประสิทธิภาพในการยับยั้งฟันผุ	52 (69.3)	53 (70.7)
4.ถ้าย้อนเวลากลับไปได้ เลือกที่จะรักษาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์เหมือนเดิม	72 (96.0)	73 (97.3)

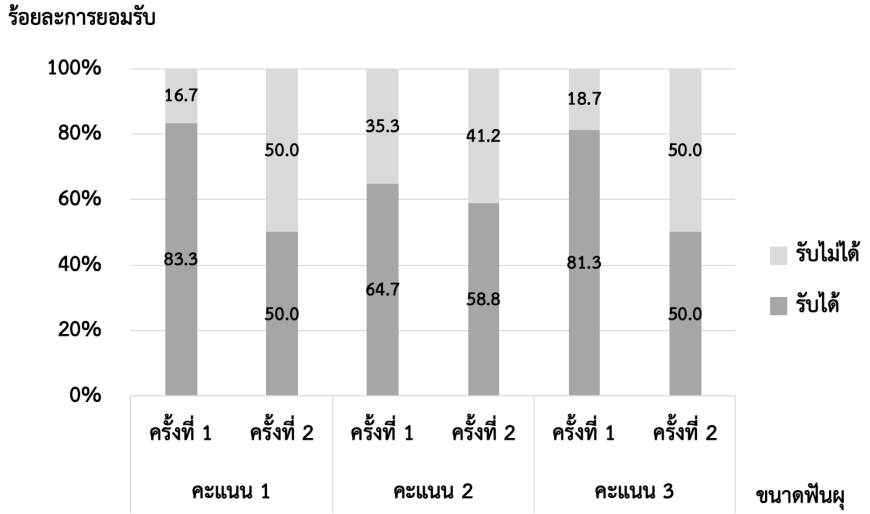
เมื่อจำแนกเด็กตามจำนวนฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุก่อนการศึกษา พบว่าเด็กที่มีจำนวนฟันผุน้อยมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันมากกว่าเด็กที่มีจำนวนฟันผุปานกลางและฟันผุมากตามลำดับ ทั้งในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 โดยหลังการทาครั้งที่ 2 พบว่าการยอมรับการติดสีดำของฟันของเด็กทุกกลุ่มลดลง โดยเฉพาะเด็กที่มีจำนวนฟันผุมาก การยอมรับการติดสีดำของฟันลดลงอย่างชัดเจนจากร้อยละ 66.7 เหลือเพียงร้อยละ 11.1 (รูปที่ 3)



รูปที่ 3 *ร้อยละการยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ (จำแนกตามจำนวนฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุก่อนการศึกษา)*

Figure 3 *The percentage of children's acceptance of black stain after silver diamine fluoride application (Classified by number of active cavities in upper anterior primary teeth at baseline)*

จำแนกเด็กตามขนาดของฟันผุ พบว่าการยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันไม่สัมพันธ์กับขนาดของฟันผุ นอกจากนั้นการยอมรับการติดสีดำของฟันของเด็กทุกกลุ่มลดลงภายหลังการทาครั้งที่ 2 (รูปที่ 4)



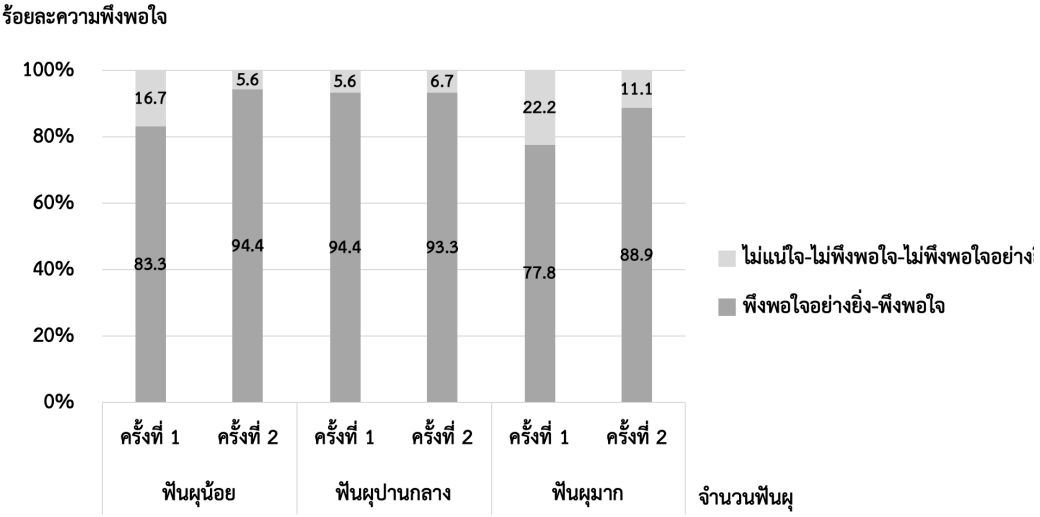
รูปที่ 4 *ร้อยละการยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ (จำแนกตามคะแนนขนาดฟันผุเมื่อมองจากด้านริมฝีปาก)*

Figure 4 *The percentage of children's acceptance of black stain after silver diamine fluoride application (Classified by the score of carious lesions by size when viewed from labial side)*

1.2 การยอมรับของผู้ปกครองหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบุตร 2 สัปดาห์

ผู้ปกครองส่วนใหญ่รู้สึกพึงพอใจในภาพรวม (ต่อรูปร่างหน้าตาของฟันและสุขภาพฟันของบุตร) ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 86.7 (ครั้งที่ 1) และ ร้อยละ 93.4 (ครั้งที่ 2) โดยมีแนวโน้มพึงพอใจมากขึ้นในครั้งที่ 2 แต่ผู้ปกครองกลับมีแนวโน้มยอมรับต่อการติดสีดำของฟันลดลงจากร้อยละ 77.3 เป็น ร้อยละ 65.3 อย่างไรก็ตามหากย้อนเวลากลับไปได้ผู้ปกครองร้อยละ 96.0 (ครั้งที่ 1) และ 97.3 (ครั้งที่ 2) ยังคงเลือกที่จะรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์เหมือนเดิม (ตารางที่ 2)

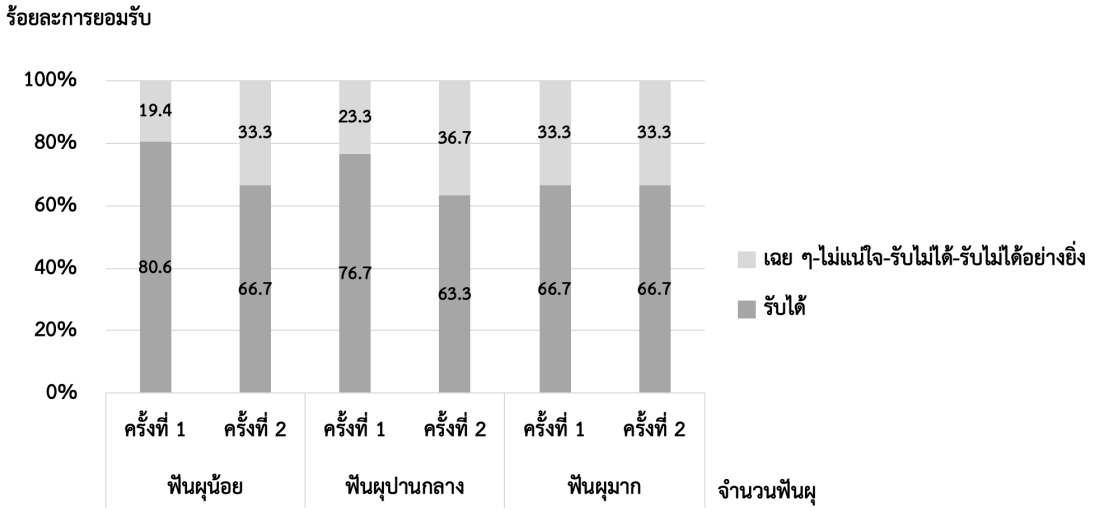
เมื่อวิเคราะห์ผลเรื่องความพึงพอใจของผู้ปกครองในภาพรวม (รูปร่างหน้าตาของฟัน และสุขภาพฟันของบุตร) โดยจำแนกเด็กตามจำนวนฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุก่อนการศึกษา พบว่าภายหลังการทาครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ผู้ปกครองที่มีบุตรจัดอยู่ในกลุ่มมีจำนวนฟันผุมากมีแนวโน้มรู้สึกพึงพอใจน้อยกว่ากลุ่มอื่น (รูปที่ 5)



รูปที่ 5 *ร้อยละความพึงพอใจของผู้ปกครองในภาพรวม (รูปร่างหน้าตาของฟันและสุขภาพฟันของบุตร) ภายหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ (จำแนกตามจำนวนฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุก่อนการศึกษา)*

Figure 5 *The percentage of parents' overall satisfaction (dental appearance and dental health) after silver diamine fluoride application (Classified by number of active cavities in upper anterior primary teeth at baseline)*

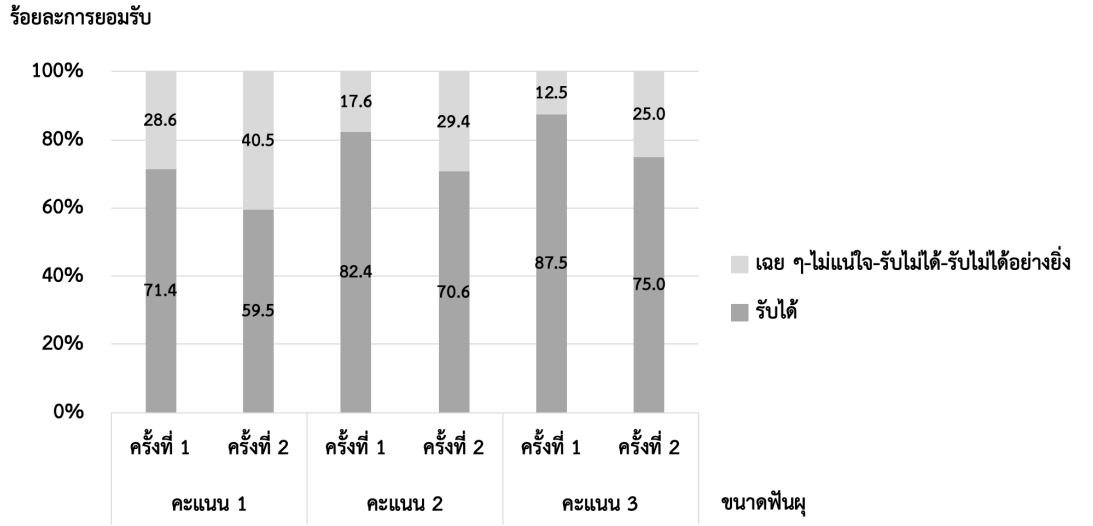
นอกจากนั้นเมื่อวิเคราะห์ผลเรื่องการยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบุตร พบว่าหลังการทาครั้งที่ 1 ผู้ปกครองที่บุตรมีจำนวนฟันผุน้อยและฟันผุปานกลาง ยอมรับต่อการติดสีดำของฟัน คิดเป็น ร้อยละ 80.6 และ 76.7 ตามลำดับ ซึ่งมากกว่าผู้ปกครองที่บุตรมีจำนวนฟันผุมาก โดยมีการยอมรับการติดสีดำของฟัน คิดเป็น ร้อยละ 66.7 แต่หลังการทาครั้งที่ 2 พบว่าผู้ปกครองทั้ง 3 กลุ่ม มีร้อยละการยอมรับต่อการติดสีดำของฟันใกล้เคียงกัน โดยกลุ่มที่บุตรมีจำนวนฟันผุน้อยและฟันผุปานกลางมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันลดลงจากครั้งที่ 1 ในขณะที่กลุ่มที่บุตรมีจำนวนฟันผุมาก มีร้อยละการยอมรับการติดสีดำของฟันเท่าเดิม (รูปที่ 6)



รูปที่ 6 *ร้อยละการยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบุตร (จำแนกตามจำนวนฟันน้ำนมซี่หน้าบนที่ผุก่อนการศึกษา)*

Figure 6 *The percentage of parents' acceptance of black stain after silver diamine fluoride application in children (Classifed by number of active cavities in upper anterior primary teeth at baseline)*

เมื่อจำแนกเด็กตามขนาดของฟันผุ พบว่าหลังการทาทั้ง 2 ครั้ง ผู้ปกครองที่บุตรมีขนาดของฟันผุจัดอยู่ในกลุ่มคะแนน 3 ยอมรับการติดสีดำของฟันมากกว่ากลุ่มคะแนน 2 และคะแนน 1 ตามลำดับ (รูปที่ 7)



รูปที่ 7 *ร้อยละการยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบุตร (จำแนกตามขนาดฟันผุเมื่อมองจากด้านริมฝีปาก)*

Figure 7 *The percentage of parents' acceptance of black stain after silver diamine fluoride application in children (Classified by carious lesions by size when viewed from labial side)*

2. ผลข้างเคียงหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์

หลังการทาครั้งที่ 2 ฟันมีแนวโน้มติดสีดำเพิ่มขึ้น จากร้อยละ 97.3 เป็น 100.0 ส่วนผลข้างเคียงอื่น ๆ ในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 มีดังนี้ อาการเจ็บแสบเหงือก 12 ราย และ 5 ราย (ร้อยละ 16.0 และ 6.7) อาการปวดฟัน 5 ราย และ 0 ราย (ร้อยละ 6.7 และ 0.0) และ อาการคลื่นไส้อาเจียน 6 ราย และ 2 ราย (ร้อยละ 8.0 และ 2.7) โดยมีแนวโน้มลดลงในครั้งที่ 2 นอกจากนั้นไม่พบผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการแพ้สารประกอบซิลเวอร์

3. ร้อยละการยับยั้งฟันผุและร้อยละฟันผุที่ลดลง ที่ระยะเวลา 6 เดือน

ที่ระยะเวลา 6 เดือน จากฟันผุลึกถึงชั้นเนื้อฟัน 544 ด้าน เปลี่ยนเป็นฟันผุหยุดลุกลาม 497 ด้าน ยังคงมีฟันผุที่กำลังลุกลามหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 47 ด้าน และฟันผุเกิดขึ้นใหม่ 7 ด้าน ดังนั้นที่ระยะเวลา 6 เดือน การทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีค่าร้อยละการยับยั้งฟันผุ เท่ากับ 91.4 และค่าร้อยละฟันผุที่ลดลงเท่ากับ 27.7 (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 *สภาวะฟัน (จำนวนด้าน) เมื่อเริ่มการศึกษาและที่ระยะเวลา 6 เดือนหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์*

Table 3 *Tooth status (surface) at baseline and at 6th month after silver diamine fluoride application*

	At baseline n (%)	At 6 months after SDF application n (%)
Surface at risk	1,768	1,768
Intact surfaces	1,224 (69.2)	1,217 (68.8)
Active caries surfaces	544 (30.8)	47 (2.7)
Inactive caries surfaces	-	497 (28.1)
New caries surfaces	-	7 (0.4)

บทวิจารณ์

ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีประสิทธิภาพในการยับยั้งฟันผุ แต่มีข้อด้อยคือ ทำให้ฟันติดสีดำ ซึ่งการติดสีดำบริเวณฟันหน้าส่งผลกระทบต่อความสวยงาม เด็กอาจถูกเพื่อนล้อ ทำให้เกิดทัศนคติเชิงลบทั้งต่อตนเองและต่อสังคม[18] การศึกษาเรื่องความพึงพอของเด็ก อายุ 6-7 ปี ต่อการติดสีของฟันหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในตำแหน่งฟันหน้าและฟันหลัง พบว่าเด็กพึงพอใจต่อสีฟันหลังทาทันทีสูงถึงร้อยละ 98[16] ทั้งนี้จากการศึกษาทางห้องปฏิบัติการ พบว่าซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์จะเริ่มติดสีฟันหลังทา 2 นาที และติดสีมากที่สุดหลังทา 12 ชั่วโมง[24] ดังนั้นระยะเวลาในการประเมินการยอมรับต่อสีฟันควรทำหลังจากทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 12 ชั่วโมง โดยการศึกษานี้ผู้วิจัยได้ประเมินการยอมรับการติดสีดำของฟัน หลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ที่ระยะเวลา 1 วัน พบว่าเด็กยอมรับการติดสีดำ ในครั้งที่ 1 และ 2 คิดเป็นร้อยละ 78.7 และ 52.0 ผลการศึกษานี้มีร้อยละการยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันต่ำกว่าการศึกษาที่ผ่านมา[16] เนื่องจากประเมินการยอมรับภายหลังจากระยะเวลาที่ฟันเกิดการติดสีดำมากที่สุด

ในการศึกษานี้พบว่าหลังการทาครั้งที่ 2 (6 เดือนหลังจากทาครั้งแรก) ทั้งเด็กและผู้ปกครองมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันลดลง หลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในครั้งที่ 1 พบการติดสีดำของฟันมีความเข้มน้อยกว่าก่อนทาครั้งที่ 2 สาเหตุอาจเนื่องจากการทาในตำแหน่งฟันหน้าบน ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีโอกาสโดนแสงกระตุ้น จึงเกิดการตกตะกอนของโลหะเงินเพิ่มขึ้น[7] ซึ่งการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ความเข้มข้นสูง และการทาซ้ำเป็นครั้งที่ 2 ยิ่งกระตุ้นให้เกิดการติดสีดำเพิ่มมากขึ้นได้[12]

เด็กที่มีจำนวนฟันผุน้อย มีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันมากกว่าเด็กที่มีจำนวนฟันผุปานกลางและฟันผุมาก โดยหลังการทาครั้งที่ 2 เด็กที่มีจำนวนฟันผุมาก มีร้อยละการยอมรับการติดสีดำของฟันลดลงอย่างชัดเจน การมีรอยผุติดสีดำหลายตำแหน่ง ซึ่งภายหลังการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 พบว่าฟันติดสีดำเพิ่มมากขึ้น จึงอาจส่งผลทำให้การยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันลดลงอย่างชัดเจน

อย่างไรก็ตามพบว่าการยอมรับของเด็กต่อการติดสีดำของฟันไม่สัมพันธ์กับขนาดของฟันผุ โดยจากข้อมูลของเด็กที่มีรอยผุขนาดใหญ่ (คะแนน = 3) ที่ยอมรับการติดสีดำของฟันจำนวนทั้งหมด 8 ราย พบว่า 7 ราย มีฟันผุขนาดใหญ่อยู่ในตำแหน่งฟันตัดหน้าซี่กลางและฟันตัดหน้าซี่ข้าง ซึ่งเป็นตำแหน่งที่สังเกตได้ชัด เมื่อพิจารณาจำนวนฟันผุกลับพบว่าทั้ง 7 รายจัดอยู่ในกลุ่มผุน้อย

การยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ได้แก่ อายุของบุตร[25] ตำแหน่งฟัน (ฟันหลัง/ฟันหน้า)[13, 25-27] ชนิดของฟัน (ฟันน้ำนม/ฟันแท้)[25, 26] ความยากง่ายในการจัดการพฤติกรรมขณะรักษา[13,17, 25-27] รายได้[12,13,25,26] การศึกษา[12,13,25,26] และความกังวลเรื่องความสวยงามของผู้ปกครอง[25] กล่าวคือผู้ปกครองส่วนใหญ่ยอมรับ

การติดสีดำของฟันในตำแหน่งฟันหลังมากกว่าฟันหน้า ยอมรับการติดสีในฟันน้ำนมมากกว่าฟันแท้ โดยยอมรับการติดสีดำในตำแหน่งฟันหน้ามากขึ้นเมื่อบุตรมีความจำเป็นต้องรักษาทางทันตกรรมร่วมกับการดมยาสลบหรือใช้ยาสงบประสาท และผู้ปกครองจัดอยู่ในกลุ่มระดับการศึกษาและเศรษฐานะต่ำ มีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันในตำแหน่งฟันหน้ามากขึ้น[13]

ในการศึกษานี้พบว่าการยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันในบุตร มีแนวโน้มสูงกว่าการศึกษาก่อนหน้าซึ่งทำการศึกษาในประเทศพัฒนาแล้ว ได้แก่ สหรัฐอเมริกา[13] และซาอุดิอาระเบีย[26] ที่พบว่าผู้ปกครองยอมรับการติดสีดำของฟันในตำแหน่งฟันหน้าบนเพียงร้อยละ 29.7[13] และร้อยละ 35.5[26] ตามลำดับ ทั้งนี้เนื่องจากการยอมรับการติดสีดำของฟันในตำแหน่งฟันหน้ามีแนวโน้มมากขึ้นในกลุ่มผู้ปกครองที่มีระดับการศึกษาและเศรษฐานะต่ำ[13] การยอมรับของผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟันในบุตรหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในประเทศไทย ซึ่งประชากรส่วนใหญ่มีระดับการศึกษาและเศรษฐานะต่ำ การศึกษาก่อนหน้าพบว่าผู้ปกครองร้อยละ 34.0[14] ร้อยละ 75.0[16] และร้อยละ 56.1[28] รู้สึกพึงพอใจต่อการติดสีดำของฟันในบุตรหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบุตร สำหรับในการศึกษานี้ พบว่าผู้ปกครองยอมรับการติดสีดำของฟันหลังการทาครั้งที่ 1 คิดเป็น ร้อยละ 77.3 และครั้งที่ 2 คิดเป็น ร้อยละ 65.3 อาจเนื่องมาจากก่อนทำการศึกษา ผู้ปกครองรับทราบ ข้อดีข้อเสีย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ขั้นตอนการรักษาและเห็นภาพถ่ายจำลองการติดสีดำของฟันภายหลังรักษา ซึ่งผู้วิจัยได้อธิบายอย่างละเอียดแก่ผู้ปกครองก่อนที่จะยินยอมให้บุตรเข้าร่วมงานวิจัย ดังนั้นการให้ข้อมูลเพื่อให้ผู้ปกครองเข้าใจถึงขั้นตอนการรักษาเป็นสิ่งสำคัญที่ควรปฏิบัติก่อนทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ เนื่องจาก ผู้ปกครองได้รับข้อมูลก่อนการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ส่งผลโดยตรงต่อการยอมรับของผู้ปกครองอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[27]

การศึกษานี้พบว่าผู้ปกครองมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันลดลงในครั้งที่ 2 แต่กลับมีร้อยละความพึงพอใจในภาพรวมเพิ่มมากขึ้น และหากย้อนเวลากลับไปได้ผู้ปกครองยังคงเลือกรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์เช่นเดิม ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการติดสีดำของฟันไม่ได้ส่งผลกระทบโดยตรงต่อการยอมรับและความพึงพอใจต่อการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ของผู้ปกครอง เนื่องจากผู้ปกครองบางรายเห็นความสำคัญของสุขภาพมากกว่าความสวยงาม[17]

จากการติดตามผลข้างเคียงหลังทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ 1 วัน ไม่พบผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการแพ้ แต่พบอาการข้างเคียง ได้แก่ ฟันติดสีดำ เจ็บหรือแสบเหงือก และปวดฟัน เช่นเดียวกับการศึกษาก่อนหน้า[12,16] จากการสอบถามเด็กพบว่าเด็กจำนวน 12 ราย (ครั้งที่ 1) และ 5 ราย (ครั้งที่ 2) มีอาการเจ็บหรือแสบเหงือก แต่ตรวจไม่พบรอยโรคแถบสีขาวที่ขอบเหงือกซึ่งแสดงถึงการระเคืองของเหงือก ดังนั้นทันตแพทย์จึงควรให้ความสำคัญในการกั้นเหงือกและเนื้อเยื่อช่องปากด้วยผ้าก๊อซและทาวาสลีน เลือกใช้ไมโครบรัชขนาดเล็ก และกำจัดส่วนเกินของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์หลังทา[5,6] เพื่อป้องกันการระคายเคืองต่อเหงือก นอกจากนี้พบเด็ก 5 ราย มีอาการปวดฟันในการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ครั้งที่ 1 ในจำนวนนี้มี 4 รายมีฟันผุขนาดเล็ก ซึ่งสาเหตุของอาการปวดไม่น่าเกิดจากการอักเสบของเนื้อเยื่อใน อาจเป็นไปได้ว่าเด็กไม่สามารถแยกความแตกต่างระหว่างอาการระคายเคืองของเหงือกกับอาการปวดฟันได้ นอกจากนั้นเด็ก 1 ราย มีฟันกรามน้ำนมผุขนาดใหญ่ เป็นไปได้ว่าอาการปวดอาจมีสาเหตุจากฟันกราม อย่างไรก็ตามไม่พบเด็กมีอาการปวดฟันในครั้งที่ 2 นอกจากนี้ สำหรับอาการข้างเคียงมีเด็ก 8 ราย มีอาการคลื่นไส้อาเจียน ในการศึกษานี้กำหนดให้มีการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในปริมาณที่ปลอดภัย คือ ใช้ต่อ 1 ครั้งเท่ากับ 1 หยด (25μL) ต่อน้ำหนักตัวผู้ป่วย 10 กิโลกรัม[5] ดังนั้นอาจเป็นไปได้ว่าอาการคลื่นไส้อาเจียนเกิดจากรสชาติขมคล้ายโลหะของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ที่ก่อให้เกิดกลิ่นเหม็นและกระตุ้นอาการคลื่นไส้อาเจียน[16]

การศึกษานี้พบว่าซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีร้อยละการยับยั้งฟันผุที่ระยะเวลา 6 เดือน คิดเป็นร้อยละ 91.4 จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ รายงานผลการยับยั้งฟันผุของร้อยละ 38 ในฟันน้ำนมทั้งฟันหน้าและฟันหลัง พบว่าที่ระยะเวลา 6 เดือน มีร้อยละการยับยั้งฟันผุ เท่ากับ 86.0[3] การศึกษานี้พบค่าร้อยละการยับยั้งฟันผุที่สูงกว่า อาจเนื่องจากทาในตำแหน่งฟันหน้าบนขนาดรอยผุส่วนใหญ่มีขนาดเล็ก และมีการสอนทันตสุขศึกษาให้แก่เด็กและผู้ปกครองร่วมด้วย ซึ่งตำแหน่งซี่ฟันและการกำจัดคราบจุลินทรีย์อย่างมีประสิทธิภาพเป็นปัจจัยที่ส่งเสริมต่อการยับยั้งฟันผุของซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์[29,30]

อย่างไรก็ตามก่อนตัดสินใจรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ ผู้ปกครองและเด็กควรตัดสินใจร่วมกัน โดยคำนึงถึงปัจจัยต่าง ๆ ทั้งนี้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์เป็นทางเลือกหนึ่งในการยับยั้งฟันผุที่กำลังลุกลาม ช่วยลดโอกาสปวดจากฟันผุทะลุเนื้อเยื่อใน ลดระยะเวลา และความยุ่งยากของการรักษา รวมถึงลดค่าใช้จ่ายในการรักษาทางทันตกรรม จึงเหมาะสมกับเด็กที่ผู้ปกครองมีเศรษฐานะระดับต่ำ ส่งผลให้เด็กมีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทางทันตกรรม ในมุมมองของผู้วิจัยคิดว่าการเลือกใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ในบริเวณฟันซี่หน้าเป็นสิ่งที่ควรพึงระวังสำหรับเด็กและผู้ปกครองที่กังวลเรื่องความสวยงาม โดยเฉพาะหากมีฟันหน้าผุหลายซี่ ดังนั้นในบางกรณีอาจพิจารณาใช้ในระยะเวลาสั้น ๆ ระหว่างรอการบูรณะเพื่อป้องกันการลุกลาม หรือใช้ในฟันน้ำนมระหว่างรอฟันแท้ขึ้นทดแทน ซึ่งการบูรณะด้วย

วิธีต่าง ๆ ไม่คุ้มค่าต่อการรักษา ทั้งนี้เนื่องจากการติดสีดำในตำแหน่งฟันหน้า ส่งผลกระทบต่อความสวยงาม ทันตแพทย์จึงควรมีใบยินยอมรับการรักษาที่อธิบายข้อมูลอย่างละเอียดแก่ผู้ปกครองและเด็กเกี่ยวกับขั้นตอนการรักษา ข้อดี ข้อเสีย พร้อมแนบรูปถ่ายจำลองการติดสีดำของฟันก่อนและหลังการรักษา เพื่อให้เด็กและผู้ปกครองตัดสินใจร่วมกันในการรับการรักษา

ข้อจำกัดของการศึกษานี้คือ ไม่ได้ใช้ภาพถ่ายรังสีร่วมด้วยในการกำหนดเกณฑ์การคัดฟันเข้าร่วมงานวิจัยที่เลือกฟันผุที่กำลังลุกลามถึงชั้นเนื้อฟันในฟันน้ำนมซี่หน้าบน (ICDAS 5-6) โดยอ้างอิงตามลักษณะทางคลินิก ทั้งนี้การถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากฟันมีความจำเป็นกรณีที่ฟันที่มีรอยผุลึก (ICDAS 6) เพื่อประเมินความลึกของรอยผุและรอยโรคปลายรากฟัน ซึ่งส่งผลต่อการประเมินอาการข้างเคียงหลังการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ อีกทั้งมีการศึกษาที่พบอนุภาคซิลเวอร์แทรกตัวถึงชั้นเนื้อเยื่อในโดยเฉพาะในกรณีฟันผุลึกใกล้โพรงประสาทฟัน แต่ยังไม่มีการศึกษายืนยันแน่ชัดว่าก่อให้เกิดอาการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อใน อย่างไรก็ตามควรหลีกเลี่ยงการใช้ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์รักษากรณีรอยผุลึกใกล้เนื้อเยื่อใน[31]

บทสรุป

เด็กและผู้ปกครองส่วนใหญ่ที่มีข้อจำกัดในการเข้าถึงบริการทางทันตกรรมยอมรับการรักษาด้วยซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์และยอมรับการติดสีดำของฟันซี่หน้าบนหลังการรักษา ทั้งนี้การยอมรับการติดสีฟันลดลงภายหลังการทาซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์ครั้งที่ 2 โดยจำนวนฟันผุมีผลต่อการยอมรับของเด็กและผู้ปกครองต่อการติดสีดำของฟัน เด็กที่มีจำนวนฟันหน้าบนผุมาก (5-6 ซี่) มีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันน้อยกว่ากลุ่มอื่น ในขณะที่ผู้ปกครองที่บุตรมีจำนวนฟันหน้าผุน้อย (1-2 ซี่) มีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันมากกว่ากลุ่มอื่น สำหรับขนาดของฟันผุมีผลต่อการยอมรับของผู้ปกครองเท่านั้น ผู้ปกครองมีแนวโน้มยอมรับการติดสีดำของฟันได้มากขึ้นหากรอยผุมีขนาดใหญ่ และที่ระยะเวลา 6 เดือน ซิลเวอร์ไดเอมีนฟลูออไรด์มีประสิทธิภาพสูงในการยับยั้งฟันผุคิดเป็นร้อยละ 91.4

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่จัดสรรทุนอุดหนุนงานวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปี พ.ศ. 2562

เอกสารอ้างอิง

1. Duangthip D, Chen KJ, Gao SS, Lo ECM, Chu CH. Managing early childhood caries with atraumatic restorative treatment and topical silver and fluoride agents. ***Int J Environ Res Public Health*** 2017;14(10):1-13.

2. Gao SS, Zhang S, Mei ML, Lo ECM, Chu CH. Caries remineralisation and arresting effect in children by professionally applied fluoride treatment - a systematic review. ***BMC oral health*** 2016;16:1-9.

3. Gao SS, Zhao IS, Hiraishi N, Duangthip D, Mei ML, Lo ECM, *et al.* Clinical trials of silver diamine fluoride in arresting caries among children: a systematic review. ***JDR Clin Trans Res*** 2016;1(3):201-10.

4. Chibinski AC, Wambier LM, Feltrin J, Loguercio AD, Wambier DS, Reis A. Silver diamine fluoride has efficacy in controlling caries progression in primary teeth: a systematic review and meta-analysis. ***Caries Res*** 2017;51(5):527-41.

5. Horst JA, Ellenikiotis H, Milgrom PL. UCSF protocol for caries arrest using silver diamine fluoride: rationale, indications and consent. ***J Calif Dent Assoc*** 2016;44(1):16-28.

6. American Academy of Pediatric Dentistry. Use of silver diamine fluoride for dental caries management in children and adolescents, including those with special health care needs. ***Pediatr Dent*** 2017; 39(6):146-55.

7. Chu CH, Lo ECM, Lin HC. Effectiveness of silver diamine fluoride and sodium fluoride varnish in arresting dentin caries in chinese pre-school children. ***J Dent Res*** 2002;81(11):767-70.

8. Lou YL, Botelho MG, Darvell BW. Reaction of silver diamine fluoride with hydroxyapatite and protein. ***J Dent*** 2011;39(9):612-8.

9. Mei ML, Li QL, Chu CH, Yiu CK, Lo ECM. The inhibitory effects of silver diamine fluoride at different concentrations on matrix metalloproteinases. ***Dent Mater*** 2012;28(8):903-8.

10. Mei ML, Ito L, Cao Y, Li QL, Chu CH, Lo ECM. The inhibitory effects of silver diamine fluorides on cysteine cathepsins. ***J Dent*** 2014;42(3):329-35.

11. Zhao IS, Gao SS, Hiraishi N, Burrow MF, Duangthip D, Mei ML, *et al.* Mechanisms of silver diamine fluoride on arresting caries: a literature review. ***Int Dent J*** 2018;68(2):67-76.

12. Duangthip D, Fung MHT, Wong MCM, Chu CH, Lo ECM. Adverse effects of silver diamine fluoride treatment among preschool children. ***J Dent Res*** 2018;97(4):395-401.

13. Crystal YO, Janal MN, Hamilton DS, Niederman R. Parental perceptions and acceptance of silver diamine fluoride staining. ***J Am Dent Assoc*** 2017;148(7):510-8.

14. Wongsupa P, Tianviwat S, Hintao J, Thippanya P. Effectiveness of silver diamine fluoride for arresting dental caries in primary teeth - optimal frequency of application: a randomized controlled trial with 12-month results. ***J Dent Assoc Thai*** 2014;64(3):159-71.

15. Clemens J, Gold J, Chaffin J. Effect and acceptance of silver diamine fluoride treatment on dental caries in primary teeth. ***J Public Health Dent*** 2018;78(1):63-8.
16. Kittiprawong R, Kitsahawong K, Pitiphat W, Dasanayake A, Pungchanchaikul P. Parent–Child satisfaction and safety of silver diamine fluoride and fluoride varnish treatment. ***J int oral health*** 2018;14:52-63.
17. Magno MB, Silva LPD, Ferreira DM, Barja-Fidalgo F, Fonseca-Gonçalves A. Aesthetic perception, acceptability and satisfaction in the treatment of caries lesions with silver diamine fluoride: a scoping review. ***Int J Paediatr Dent*** 2019;29(3):257-66.
18. Soares FC, Cardoso M, Bolan M. Altered esthetics in primary central incisors: the child's perception. ***Pediatr Dent*** 2015;37(5):29-34.
19. Dental Health Division. The 8 th national oral health survey of Thailand report. Nontaburi: Department of Health, Ministry of Public Health; 2018.
20. OHSP. 2019 [7 July 2021]. Available from: https://cmi.hdc.moph.go.th/hdc/reports/report.php?source=kpi/kpi_dent.php&cat_id=db30e434e30565c12fbac44958e338d5&id=c8c0d3e8d8396d7ae66a19d83bb96a72.
21. Greene JC, Vermillion JR. The oral hygiene index: a method for classifying oral hygiene status. ***J Am Dent Assoc*** 1960;61(2):172-9.
22. World Health Organization. Oral health surveys: basic methods: World Health Organization; 2013.
23. Gugnani N, Pandit IK, Srivastava N, Gupta M, Sharma M. International caries detection and assessment system (ICDAS): a new concept. ***Int J Paediatr Dent*** 2011;4(2):93-100.
24. Patel J, Anthonappa RP, King NM. Evaluation of the staining potential of silver diamine fluoride: *in vitro.* ***Int J Paediatr Dent*** 2018;28(5):514-22.
25. Crystal YO, Kreider B, Raveis VH. Parental expressed concerns about silver diamine fluoride (SDF) treatment. ***J Clin Pediatr Dent*** 2019;43(3):155-60.
26. Bagher SM, Sabbagh HJ, AlJohani SM, Alharbi G, Aldajani M, Elkhodary H. Parental acceptance of the utilization of silver diamine fluoride on their child's primary and permanent teeth. ***Patient Prefer Adherence*** 2019;13:829-35.
27. Sabbagh H, Othman M, Khogeer L, Al-harbi H, Al harthi A. Parental acceptance of silver Diamine fluoride application on primary dentition: a systematic review and meta-analysis. ***BMC Oral Health*** 2020;20(1):1-12.
28. Mabangkhru S, Duangthip D, Chu CH, Phonghanyudh A, Jirarattanasopha V. A randomized clinical trial to arrest dentin caries in young children using silver diamine fluoride. ***J Dent*** 2020;99:1-6.
29. Fung MHT, Duangthip D, Wong MCM, Lo ECM, Chu CH. Arresting dentine caries with different concentration and periodicity of silver diamine fluoride. ***JDR Clin Trans Res*** 2016;1(2):143-52.
30. Fung MHT, Duangthip D, Wong MCM, Lo ECM, Chu CH. Randomized clinical trial of 12% and 38% silver diamine fluoride treatment. ***J Dent Res*** 2018;97(2):171-8.
31. Li Y, Liu Y, Psoter WJ, Nguyen OM, Bromage TG, Walters MA, *et al.* Assessment of the silver penetration and distribution in carious lesions of deciduous teeth treated with silver diamine fluoride. ***Caries Res*** 2019;53(4):431-40.

บทวิทยาการ

ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีของสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก : การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

Reliability and Validity in Color Measurement of Spectrophoto-meter and Intraoral Scanners : *In vitro* Study

ธัญชนก ปุรณะภักดี[1], ชัยวัฒน์ มณีนุษย์[1], สายใจ มธุราสัย[1], ศันศนีย์ ตันติศิระ[1] , ชนกกานต์ ธงสมบัติ[1]

Tanchanok Puranapakdee[1], Chaiwat Maneenut[1], Saijai Mathurasai[1], Sansanee Tantisira[1], Chanokkarn Thongsombut[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์กับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก โดยนำชุดเทียบสี วิต้า คลาสสิคัล (VITA classical) และ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ (VITA 3D master) ที่ยังไม่ผ่านการใช้งานอย่างละ 3 ชุดมาทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดที่ใช้คลื่นความถี่สูง นำแถบสีที่มีสีเดียวกัน 3 แถบใส่ลงไปในชุดเทียบสีเหงือกและทำการวัดสีที่แถบสีอันกลางในกล่องสีดำเพื่อจำลองสภาวะในช่องปาก โดยแบ่งกลุ่มการทดลองออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ (VITA Easyshade® V) กลุ่มเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ (TRIOS 3shape) และกลุ่มเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม (CEREC Omnicam) ทำการปรับเครื่องวัดให้ได้มาตรฐานก่อนทำการวัดและวัดที่ตำแหน่งกึ่งกลางฟัน (middle 1/3) ของแถบสีและบันทึกค่าที่ได้ เมื่อทำการวัดครบทุก 9 ครั้งจะปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัดครั้งต่อไป นำค่าที่บันทึกได้มาทดสอบความเชื่อมั่นโดยใช้สถิติแลนดอร์ฟคัปปา (randolph kappa) หาร้อยละของความถูกต้องด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอส (SPSS) และใช้สถิติไคว์สแควร์ (chi's square) เปรียบเทียบความเที่ยงตรงจากร้อยละของความถูกต้อง ผลการศึกษาพบว่า ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คออมนิแคม อยู่ในระดับดีมาก (อยู่ในช่วง 0.8-1) ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากทริออสทรีเชฟ อยู่ในระดับดี (อยู่ในช่วง 0.61-0.8) สำหรับความเที่ยงตรงในการวัดสีนั้น เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์มีค่า ร้อยละ 85.4 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า คลาสสิคัล และ ร้อยละ 82.8 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ มีค่าร้อยละ 37.5 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า คลาสสิคัล และ ร้อยละ 44.8 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม มีค่า ร้อยละ 62.5 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า คลาสสิคัล และ ร้อยละ 48.4 เมื่อวัดแถบสีของวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ เมื่อทดสอบด้วยสถิติไคว์สแควร์ ความสัมพันธ์แมคนีมาร์ (McNemar correlation) พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์เมื่อเทียบกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ (*P* value=0.001) และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม (*P* value= 0.036) และพบว่า ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม ไม่แตกต่างจากเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ อย่างมีนัยสำคัญ สรุปได้ว่า เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์มีค่าความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีมากที่สุด ความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม มีค่าในระดับดีมากเช่นเดียวกับเครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์ ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ มีค่าในระดับดี สำหรับความเที่ยงตรงนั้น เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์มีค่ามากกว่าเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองอย่างมีมีนัยสำคัญ ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองมีค่าไม่แตกต่างกัน

คำสำคัญ : การวัดสี, เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก, ชุดเทียบสี, สเปคโทรโฟโตมิเตอร์

Abstract

The aim of this study was to compare reliability and validity in color measurement of spectrophotometer and intraoral scanners. Three sets of brand-new VITA classical and VITA 3D master shade guides were cleaned with ultrasonic cleaner and three similar color of each shade guide were put in gum shade guide. The color of middle shade guide was measured at middle third area in the black box for simulating intraoral environment. Experimental groups were divided to 3 groups of color measurement devices which were VITA Easyshade® V spectrophotometer, TRIOS 3shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner. Color calibration of each device was done every nine times of measurement and the data was recorded. Data were analyzed using Randolph kappa for reliability and chi's square for validity. The reliability of VITA Easyshade® V spectrophotometer and CEREC Omnicam intraoral scanner were in the very good strength of agreement (between 0.8-1) and of TRIOS 3Shape intraoral scanner was in the good strength of agreement (between 0.61-0.8). The validity of VITA Easyshade® V spectrophotometer was 85.4 % when measured VITA Classical shade guides and 82.8 % when measured VITA 3D Master, TRIOS 3Shape intraoral scanner was 37.5 % when measured VITA Classical and 44.8 % when measured VITA 3D Master and CEREC Omnicam intraoral scanner was 62.5 % when measured VITA Classical and 48.4 % when measured VITA 3D Master. Chi's square (McNemar correlation) test showed significantly difference of validity between VITA Easyshade® V spectrophotometer and TRIOS 3Shape intraoral scanner (*P* value=0.001) and CEREC Omnicam intraoral (*P* value=0.036). It can be concluded that reliability in color measurement of VITA Easyshade® V spectrophotometer and CEREC Omnicam intraoral scanner was very good while TRIOS 3Shape intraoral scanner was good. Validity of both of intraoral scanners was significantly lower and different from spectrophotometer whereas validity of CEREC Omnicam intraoral scanner and TRIOS 3shape intraoral scanner was no significantly different.

Keywords: Color measurement, Intraoral scanner, Shade guides, Spectrophotometer

Received Date: May 31, 2021 **Revised Date:** Jun 18, 2021 **Accepted Date:** Jul 20, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.21

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
ธัญชนก ปุรณะภักดี ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย
โทรศัพท์: 02-218-8795, 099-895-3568 อีเมล: toeeyyy@gmail.com
Correspondence to:
Tanchanok Puranapakdee Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 099-895-3568 Email: toeeyyy@gmail.com

บทนำ

วัตถุประสงค์หลักของงานทันตกรรมบูรณะคือ การบูรณะฟันให้ได้รูปร่างที่ดี สามารถใช้งานได้ และมีความสวยงาม ซึ่งความสวยงามนั้นเป็นสิ่งที่ทำได้ยากเพราะฟันธรรมชาติมีรายละเอียดมาก โดยเฉพาะเรื่องของสี สีฟันธรรมชาติของมนุษย์เกิดจากการรวมตัวของชั้นเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน ที่มีคุณสมบัติในการให้แสงส่องผ่าน ดูดแสง หรือสะท้อนกลับได้บางส่วน รวมไปถึงลักษณะพื้นผิว ความใสของฟันและสีของพื้นหลัง ส่วนการมองเห็นสีเกิดจากการที่แสงจากแหล่งกำเนิดตกกระทบกับวัตถุแล้วสะท้อนมายังตา หลังจากนั้น

ตาและสมองจะทำงานร่วมกันเพื่อแปลงข้อมูลของแสงที่ได้รับให้กลายเป็นสีต่าง ๆ ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลให้เกิดความยากในการเลือกสีทางทันตกรรม[1]

การเลือกสีฟันที่จะบูรณะให้ใกล้เคียงและกลมกลืนกับฟันธรรมชาติต้องอาศัยการประเมินเฉดสีฟันเพื่อส่งต่อและสื่อสารกับช่างทันตกรรม[1] ซึ่งสามารถทำได้หลายวิธี เช่น ใช้ชุดเทียบสี (shade guide) ใช้สเปคโทรโฟโตมิเตอร์ (spectrophotometer) และใช้คัลเลอริมิเตอร์ (colorimeter) วิธีที่ได้รับความนิยมมากคือการใช้ชุดเทียบสี โดยอาศัยการมองด้วยตาของทันตแพทย์เพียงอย่างเดียว วิธีการนี้เกี่ยวข้องกับหลายปัจจัย ทั้งปัจจัยภายในตัวบุคคล เช่น ประสบการณ์ ความชำนาญ และความล้าของสายตาทันตแพทย์ รวมถึงปัจจัยภายนอก เช่น สีและแสงจากสิ่งแวดล้อม[2] มีการศึกษาก่อนหน้า[3,4] พบว่า งานบูรณะฟันด้วยวัสดุสีเหมือนฟันมีการเลือกสีผิดเฉดถึง ร้อยละ 44-63 จึงทำให้มีการพัฒนาเครื่องมือวัดสีฟันได้แก่ สเปคโทรโฟโตมิเตอร์และคัลเลอริมิเตอร์ขึ้น เพื่อลดปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการวัดสี

สเปคโทรโฟโตมิเตอร์สามารถวัดปริมาณแสงและคลื่นที่มีการสะท้อนกลับมาภายหลังตกกระทบลงบนพื้นผิวของฟัน[5] เครื่องนี้ประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสง ระบบวัดแสง และระบบประมวลผลที่สามารถแสดงผลในระบบ CIE lab และอาจแสดงผลในแบบระบบสีอื่น ๆ ได้ เช่น วิต้า คลาสสิคัล (VITA Classical) และ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ (VITA 3D-MASTER) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับสายตามนุษย์พบว่า สเปคโทรโฟโตมิเตอร์มีความแม่นยำและเลือกสีได้ใกล้เคียงกับวัตถุนั้น ๆ มากกว่า[6,7] นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของเครื่องวัดสีในห้องปฏิบัติการที่พบว่า เครื่องวัดสีสเปคโทรโฟโตมิเตอร์เกือบทั้งหมดให้ค่าความเชื่อมั่นที่สูงและใกล้เคียงกันในระดับที่มากกว่าร้อยละ 96 แต่ความเที่ยงตรงนั้นมีความแตกต่างกันโดยอยู่ในช่วง ร้อยละ 67-93[8,9] สำหรับคัลเลอริมิเตอร์นั้น สามารถใช้วัดปริมาณแสงที่มีการสะท้อนกลับมาภายหลังตกกระทบพื้นผิวของฟันได้เช่นเดียวกับสเปคโทรโฟโตมิเตอร์ แต่คัลเลอริมิเตอร์ทำการตรวจจับเฉพาะบางช่วงของความยาวคลื่นของแสงเท่านั้นได้แก่ช่วงความยาวคลื่นของแสงสีแดง เขียวและน้ำเงินโดยอาศัยตัวกรอง และให้ความเที่ยงตรงไม่ดีเท่าสเปคโทรโฟโตมิเตอร์[6,7]

ในปี ค.ศ. 2017 ได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีการวัดสีในเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซึ่งเป็นเครื่องที่ไม่ได้เฉพาะเจาะจงในการวัดสี แต่เป็นเครื่องที่ผลิตขึ้นเพื่อบันทึกรายละเอียดภายในช่องปากทั้งฟันและเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียงด้วยระบบดิจิตอล เมื่อเปรียบเทียบกับการพิมพ์ปากแบบดั้งเดิมพบว่ามีข้อดีหลายอย่างที่เหนือกว่า เช่น ลดความจำเป็นของการใช้วัสดุพิมพ์ปากและปูนหล่อ ลดความไม่สบายของผู้ป่วย สามารถใช้เวลาอย่างมีประสิทธิภาพมากกว่า[10-12] รวมไปถึงลดขั้นตอนการทำงาน สามารถสื่อสารกับช่างห้องปฏิบัติการและผู้ป่วยได้ดีขึ้น[13,14] นอกเหนือจากความสามารถในการบันทึกรายละเอียดภายในช่องปากทั้งฟันและเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียง เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากบางเครื่องสามารถเก็บภาพของฟันขณะทำการสแกนและสามารถเทียบสีฟันที่ต้องการจากข้อมูลที่เก็บไว้ การเทียบสีมีหลักการทำงานเหมือนโปรแกรมแต่งภาพโดยกำหนดจุดที่ต้องการบนภาพ จากนั้นเครื่องจะทำการประมวลผลเทียบข้อมูลสีที่ใกล้เคียงกับสีฟันมากที่สุด อย่างไรก็ตาม งานวิจัยที่เกี่ยวกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากในปัจจุบันส่วนมากจะศึกษาเกี่ยวกับความแม่นยำของการพิมพ์ปาก[15-19] ยังมีการศึกษาที่เกี่ยวกับการเทียบสีไม่มากนัก[9,20,21] การศึกษาของ Gotfredsen Kea[9] รายงานว่าประสิทธิภาพการวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากเทียบเท่ากับคัลเลอริมิเตอร์และการวัดสีด้วยสายตา การศึกษาของ Hyung-In และคณะ[20] พบว่า ความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากและคัลเลอริมิเตอร์นั้นมีค่าที่ดีมาก แต่ความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากนั้นยังไม่เป็นที่น่าเชื่อถือนัก ผู้วิจัยได้เสนอว่าควรมีการศึกษาเพื่อประเมินประสิทธิภาพของเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากเพิ่มมากขึ้น ส่วนการศึกษาของ Brandt และคณะ ในปี ค.ศ. 2017[21] พบว่า ประสิทธิภาพของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากดีกว่าการวัดสีด้วยสายตาและเทียบเท่าเครื่องวัดสีวิต้าอีซี่เฉดไฟว์ (VITA Easyshade® V) อย่างไรก็ตาม การศึกษาที่กล่าวข้างต้นทำการทดสอบประสิทธิภาพในการวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์เทียบกับเครื่องมือวัดสีอื่น ๆ โดยใช้ค่าแสดงผล CIE Lab เป็นหลักและเปรียบเทียบด้วยการหาค่าความแตกต่างของสี (delta E) แต่การปฏิบัติงานในทางคลินิกทันตกรรมทั่วไปนั้น การสื่อสารกับช่างทันตกรรมเพื่อให้สีที่ใกล้เคียงมากที่สุดมักใช้ค่าสีในระบบวิต้าคลาสสิคัล หรือวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ และสิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงในการเทียบสีด้วยเครื่องมือวัดสีก็คือ ความเชื่อมั่น (reliability) ที่แสดงถึงความไม่เปลี่ยนแปลงของสีที่วัดได้ในตัวอย่างเดียวกันเมื่อทำการวัดซ้ำ ๆ และความเที่ยงตรง (validity) ที่แสดงถึงความสามารถของเครื่องมือในการวัดสีได้ถูกต้อง[22] การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะหา และเปรียบเทียบความเชื่อมั่น และความเที่ยงตรงระหว่างสเปคโทรโฟโตมิเตอร์กับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากในการวัดสีชุดเทียบสีที่นิยมใช้ในคลินิกทันตกรรม

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

1. เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ VITA Easyshade® V บริษัท VITA Zahnfabrik, Germany

2. เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ TRIOS บริษัท 3Shape, Denmark

3. เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม CEREC Omnicam บริษัท Dentsply sirona, USA

4. ชุดเทียบสีวิต้า คลาสสิคัล Vita Classical 16 แถบสี บริษัท VITA Zahnfabrik, Germany

5. ชุดเทียบสีวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ Vita Toothguide 3-D Master 29 แถบสี บริษัท VITA Zahnfabrik, Germany

6. ชุดเทียบสีเหงือก Shofu gummy บริษัท Shofu, Japan

7. เครื่องทำความสะอาดที่ใช้คลื่นความถี่สูง Ultrasonic cleaner: 5210, HEIDOLPH, Germany

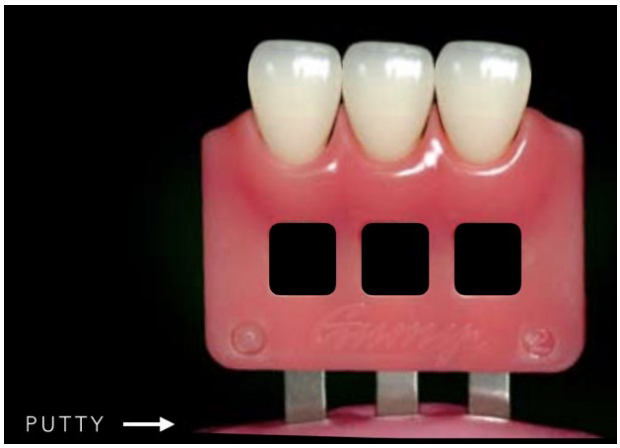
วัสดุที่ใช้ในงานวิจัย

1. ซิลิโคนชนิดพัตตี้ (putty silicone) บริษัท DMG, Germany

วิธีการวิจัย

1. นำชุดเทียบสีวิต้า คลาสสิคัล (16 แถบสี) และวิต้า ทรีดี มาสเตอร์ (29 แถบสี) ชุดใหม่ (ปีที่ผลิต พ.ศ. 2562 หมดอายุ พ.ศ. 2567) ที่ยังไม่ผ่านการใช้งานมาอย่างละ 3 ชุด ทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดที่ใช้คลื่นความถี่สูง เป็นเวลา 15 นาที

2. นำแถบสีที่ต้องการวัดที่มีสีเดียวกันจากชุดเทียบสีทั้ง 3 ชุดใส่ลงไปที่ชุดเทียบสีเหงือก แล้ววางชิ้นงานในลักษณะตั้งบนฐานซิลิโคนที่เตรียมไว้ (รูปที่ 1) และทำการวัดสีหรือสแกนภาพที่แถบสีอันกลางในกล่องสีดำเพื่อจำลองสภาวะในช่องปาก[8]



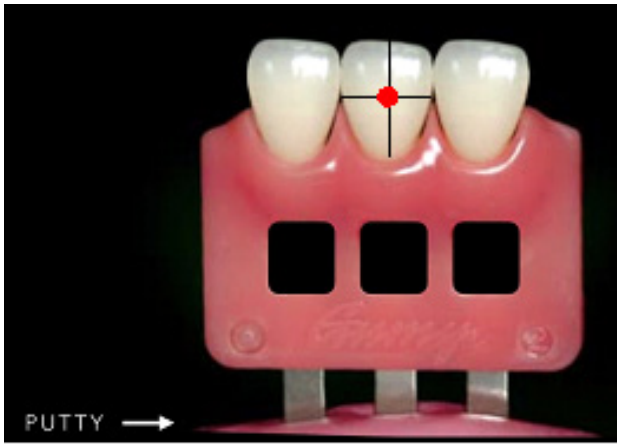
รูปที่ 1 *แสดงชิ้นงานบนชุดเทียบสีเหงือกก่อนทำการวัดสี*

Figure 1 *shade guides on gingival shade guide before color measurement*

3. <u>การวัดสีด้วยเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดฟ้าย (กลุ่มที่ 1)</u> ปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัด แล้วใช้โหมดเทรนนิ่ง (training tooth) ใส่แบบซิลิโคนซึ่งเจาะรูบริเวณกึ่งกลางฟันขนาดเท่ากับปลายเครื่องมือวัดสี (เส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร) ลงบนแถบสีอันกลาง วางปลายเครื่องมือวัดสีตั้งฉากกับผิวของแถบสี ทำการวัดโดยใช้เวลาประมาณ 2 วินาที และบันทึกค่าที่ได้ ทำซ้ำ 3 ครั้ง จะได้ค่าสีจำนวน 3 ค่า[23,24] เมื่อทำการวัดครบ 9 ครั้งจะปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัดครั้งต่อไป

4. <u>การวัดสีด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ (กลุ่มที่ 2)</u> ปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนทำการวัด ทำการสแกนด้านริมฝีปาก (labial area) ของแถบสีอันกลาง จากบริเวณปลายฟัน (incisal area) มายังบริเวณคอฟัน (cervical area) จำนวน 3 ครั้ง และบันทึกข้อมูลรูปแถบสีที่ได้ จำนวน 3 รูป จากนั้นกำหนดจุดบริเวณกึ่งกลางของแถบสีอันกลางในแต่ละรูป (รูปที่ 2) ทำการวัดค่าและบันทึกค่าสี จะได้ค่าสีจำนวน 3 ค่า[23,24] เมื่อทำการวัดครบ 9 ครั้งจะปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัดครั้งต่อไป

5. <u>การวัดสีด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม (กลุ่มที่ 3)</u> ปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนทำการวัด ทำการสแกนด้านริมฝีปากของแถบสีอันกลาง จากบริเวณปลายฟันมายังบริเวณคอฟัน จำนวน 3 ครั้ง และบันทึกข้อมูลรูปแถบสีที่ได้ จำนวน 3 รูป จากนั้นกำหนดจุดบริเวณกึ่งกลางของแถบสีอันกลางในแต่ละรูป (รูปที่ 2) ทำการวัดค่าและบันทึกค่าสี จะได้ค่าสีจำนวน 3 ค่า[23,24] เมื่อทำการวัดครบ 9 ครั้งจะปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัดครั้งต่อไป



รูปที่ 2 *แสดงตำแหน่งการวัดสีจากรูปภายหลังการสแกน ด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองผลิตภัณฑ์*

Figure 2 *The area of color measurement after scanning from both of intraoral scanners*

6. การทดสอบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงจะทำการทดสอบตามตารางแสดงที่ 1

ตารางที่ 1 *แสดงกลุ่มทดลอง จำนวนแถบสี และจำนวนการวัด ในการศึกษานี้*

Table 1 *sample group, number of shade guides and number of color from each shade guide measurement*

Group	Color measurement method	Reliability test		Validity test	
		Number of color from each shade guide measurement	Number of shade guides	Number of color from each shade guide measurement	Number of shade guides
1	Spectrophotometer VITA Easyshade® V	3	1. 29 shade guides of Vita Toothguide 3D-MASTER	3	1. 29 shade guides of Vita Toothguide 3D-MASTER
2	Intraoral scanner TRIOS 3shape	3	2. 16 shade guides of Vita classical	3	2. 16 shade guides of Vita classical
3	Intraoral scanner CEREC Omnicam	3		3	

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

1. ใช้โปรแกรมคำนวณออนไลน์คัปปา (online kappa calculator) ในเว็บไซต์ http://justusrandolph.net/kappa วิเคราะห์ข้อมูลของสถิติเชิงพรรณนา ใช้สถิติแลนดอร์ฟคัปปา (randolph kappa) คำนวณหาความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโทรโฟมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ และ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม

2. นำค่าสีที่วัดได้มาคำนวณความถูกต้องโดยแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์โดยใช้โปรแกรมไมโครซอร์ฟเอ็กเซล (microsoft Excel) และใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส (SPSS statistics version 22) กำหนดค่านัยสำคัญที่ $P = 0.05$ โดยใช้สถิติไคว์สแควร์ (chi-square) คำนวณและเปรียบเทียบความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโทรโฟมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ และ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม

ผลการศึกษา

ในการทดสอบความเชื่อมั่นหรือ Intra-rater agreement ด้วยสถิติแลนดอร์ฟคัปปา จะแสดงค่า Percent overall agreement, Free-marginal Kappa และค่า Asymptotic 95 % confidence interval ของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คออมนิแคม ดังแสดงในตารางที่ 2

เมื่อนำค่า Free-marginal Kappa ที่ได้มาเทียบกับการจัดแบ่งประเภทโคเฮนคัปปา (Cohen's kappa)[25] พบว่า ในการวัดสีของแถบสีในชุดเทียบสีทั้งสองแบบคือ วิต้า คลาสสิคัล และ วิต้า ทรีดีมาสเตอร์ ความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์วิต้าอีซี่เฉดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คออมนิแคม อยู่ในระดับดีมาก (>0.8) ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ อยู่ในระดับดี (อยู่ระหว่าง 0.61-0.80)

ตารางที่ 2 *แสดงค่า Percent overall agreement, Free-marginal Kappa และค่า Asymptotic 95 % confidence interval ของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม*

Table 2 *Percent overall agreement, Free-marginal Kappa and Asymptotic 95% confidence interval of spectrophotometer VITA Easyshade ® V, TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner*

	Intra-rater agreement					
	Percent overall agreement		Free-marginal Kappa		Asymptotic 95% confidence interval	
	Classical	3D-MASTER	classical	3D-MASTER	classical	3D-MASTER
VITA Easyshade® V	91.67	93.10	0.91	0.93	[0.79, 1.00]	[0.85, 1.00]
TRIOS 3shape	77.08	64.37	0.76	0.63	[0.57, 0.94]	[0.50, 0.76]
CEREC Omnicam	81.25	81.61	0.80	0.81	[0.62, 0.98]	[0.68, 0.94]

ในการทดสอบความเที่ยงตรงนั้น เมื่อดูค่าความถี่ของการวัดได้สีที่ถูกต้องทั้ง 3 ครั้งของเครื่องมือทั้ง 3 เครื่อง พบว่า เครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ มีค่าร้อยละ 75 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และร้อยละ 75.9 เมื่อวัดแถบสีของ

วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ มีค่าร้อยละ 31.3 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และร้อยละ 34.5 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม มีค่าร้อยละ 50 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และร้อยละ 41.4 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 *แสดงค่าความเที่ยงตรงโดยเปอร์เซ็นต์ของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคมโดยแบ่งออกเป็นกลุ่มตามจำนวนแถบสีที่วัด*

Table 3 *Validity in percentage of spectrophotometer VITA Easyshade ® V, TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner divide into 2 groups from type of shade guide*

	VITA Easyshade® V		TRIOS 3shape		CEREC Omnicam	
	Classical	3D-Master	classical	3D-Master	Classical	3D-Master
All correct	12 (75%)	22 (75.9%)	5 (31.3%)	10 (34.5%)	8 (50%)	12 (41.4%)
1 mistake	2 (12.5%)	2 (6.9%)	0 (0%)	3 (10.3%)	3 (18.8%)	2 (6.9%)
2 mistakes	1 (6.3%)	2 (6.9%)	3 (18.8%)	3 (10.3%)	0 (0%)	2 (6.9%)
All fault	1 (6.3%)	3 (10.3%)	8 (50%)	13 (44.8%)	5 (31.3%)	13 (44.8%)

และเมื่อนำข้อมูลการวัดทั้งหมดมาคำนวณหาความเที่ยงตรงจากค่าความถี่ในการวัดสีที่ถูกต้องของเครื่องมือทั้ง 3 เครื่อง พบว่า เครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ มีค่าร้อยละ 85.4 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และ ร้อยละ 82.8 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ มีค่าร้อยละ 37.5 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และร้อยละ 44.8 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม มีค่าร้อยละ 62.5 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และร้อยละ 48.4 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 *แสดงค่าความเที่ยงตรงโดยเปอร์เซ็นต์ของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ VITA Easyshade® V เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก TRIOS 3Shape และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก CEREC Omnicam โดยแบ่งออกเป็นกลุ่มตามจำนวนแถบสีที่วัด*

Table 4 *Validity in percentage of spectrophotometer VITA Easyshade ® V, TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner divide into 2 groups from type of shade guide*

	VITA Easyshade® V		TRIOS 3shape		CEREC Omnicam	
	Classical	3D-Master	classical	3D-Master	Classical	3D-Master
Correct	41 (85.4%)	72 (82.8%)	18 (37.5%)	39 (44.8%)	30 (62.5%)	42 (48.3%)
Incorrect	7 (14.6%)	15 (17.2%)	30 (62.5%)	48 (55.2%)	18 (37.5%)	45 (51.7%)

และเมื่อนำผลการวัดทั้งหมดไปทดสอบด้วยไคว์สแควร์ความสัมพันธ์แมคนีมาร์ (McNemar correlation) จะพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่าง สเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ กับเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ โดยมีค่า *P* value เท่ากับ 0.001 และพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเครื่อง วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ กับเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคมโดยมีค่า *P* value เท่ากับ 0.036 ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ทั้งสองมีความเที่ยงตรงไม่ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 *แสดงค่า p value เมื่อเปรียบเทียบความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ เครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคมเมื่อทดสอบด้วยสถิติไคว์สแควร์ ความสัมพันธ์แมคนีมาร์ (McNemar correlation) * หมายถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ*

Table 5 *p value from Chi-square (McNemar correlation) when comparison between spectrophotometer VITA Easyshade ® V, TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner * shows significance difference*

McNemar	*P* value
VITA Easyshade® V / TRIOS 3shape	0.001*
VITA Easyshade® V / CEREC Omnicam	0.036*
TRIOS 3shape / CEREC Omnicam	0.296

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาและเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายนอกช่องปาก เพราะการวัดสีในทางทันตกรรมมีความสำคัญต่อผลของการบูรณะฟันโดย ต้องมีความถูกต้องใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติมากที่สุด การใช้เครื่องวัดสีจะให้ความถูกต้องแม่นยำมากกว่าการมองและเทียบสีด้วยตา[6,7] อย่างไรก็ตาม เครื่องวัดสีนั้นจะต้องมีทั้งความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงมากที่สุด โดยความเชื่อมั่นคือการที่วัดได้สีเดิมทุกครั้งที่วัด และความเที่ยงตรงคือ วัดได้สีที่ถูกต้อง[22] ผลการศึกษาพบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงระหว่างเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก

เมื่อวิเคราะห์ค่าความเชื่อมั่นตามการจัดแบ่งประเภทโคเฮนคัปปา [25] พบว่า เครื่องสเปคโทโฟรโตมิเตอร์ วิต้าอีซีเฉดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม มีค่าความเชื่อมั่นอยู่ในระดับดีมาก (>0.8) ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟ อยู่ในระดับดี (อยู่ระหว่าง 0.61-0.8) มีการศึกษาของ Ebeid และคณะ[26] ที่ทดสอบการวัดสีชิ้นงานเซรามิกวิต้ามาร์กทู (VITA Mark II) ที่ขึ้นรูปเป็นทรงกลมมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร ทั้งหมด 10 เฉดสี บนพื้นหลังสีเทา ในห้องปฏิบัติการด้วยเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ และ ซีเล็คออมนิแคม พบว่า ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซีเฉดไฟว์ เท่ากับร้อยละ 44.3 เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ เท่ากับร้อยละ 51.7 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม เท่ากับร้อยละ 51.9 ซึ่งแตกต่างจากผลที่ได้จากการวัดสีแถบสีในการศึกษานี้ที่พบว่า ค่าความเชื่อมั่นเป็นเปอร์เซ็นต์ของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์จะสูงมากกว่าร้อยละ 90 และมากกว่าเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากดังแสดงในตารางที่ 4 ซึ่งผลการศึกษาที่ต่างกันนี้อาจอธิบายได้จากขนาดของชิ้นงานเซรามิกที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร ซึ่งใหญ่กว่าแถบสีฟันเกือบสองเท่า จึงอาจจะทำให้กำหนดตำแหน่งของการวัดชิ้นงานเซรามิกได้ไม่ตรงกันทุกครั้ง และการศึกษาของ Ebeid และคณะ ก็ไม่ได้อธิบายถึงตำแหน่งในการวางปลายเครื่องมือขณะวัดสี ซึ่งปัจจัยสองอย่างนี้อาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของค่าความเชื่อมั่นได้ และยังมีการศึกษาของ Yoon และคณะ[20] ที่วัดสีจากแถบสีแต่บันทึกค่าสีในรูปแบบ CIE Lab และได้แจกแจงค่าความเชื่อมั่นออกตามค่า L*a*b* และพบว่าค่าความเชื่อมั่นของเครื่องคัลเลอลิมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ อยู่ในช่วง 0.945 ถึง 1.00 ซึ่งอยู่ในระดับดีมาก นอกจากนั้นยังมีอีกหลายการศึกษา[21,24,27] ที่ทดสอบการวัดสีทางคลินิกเพื่อหาความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ และพบว่าอยู่ในระดับดีถึงดีมาก อย่างไรก็ตาม การศึกษาทางคลินิกที่มีขนาดของฟันที่แตกต่างกันที่อาจส่งผลต่อตำแหน่งในการวัดซ้ำของเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์[28] จึงทำให้ผลศึกษาดังกล่าวให้ค่าที่แตกต่างและไม่สามารถเอามาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการศึกษานี้

จำนวนครั้งในการวัดสีอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อค่าความเชื่อมั่นที่คำนวณได้ ซึ่งการศึกษานี้ได้ทำการวัด 3 ครั้งต่อแถบสีเช่นเดียวกับการศึกษาก่อนหน้า[23,24,29] ซึ่งทั้งสามการศึกษาให้ผลการศึกษาความเชื่อมั่นสอดคล้องกันคือ เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากให้ค่าใกล้เคียงกัน และก็ยังมีการศึกษาที่ทำการวัด 5 ครั้งต่อชิ้นงาน[27] ซึ่งก็ให้ผลการศึกษาไปในทางเดียวกันกับการศึกษานี้ นอกจากนั้นยังมีการศึกษาที่ทำการวัด 10 ครั้งต่อชิ้นงาน[26] ที่พบว่าค่าความเชื่อมั่นไม่แตกต่างกันแต่มีค่าที่ต่ำกว่าการศึกษาอื่น ๆ ก่อนหน้า ซึ่งอาจจะเกิดจากปัจจัยที่กล่าวไปแล้วข้างต้นหรือเกิดจากปัจจัยของจำนวนครั้งในการวัดชิ้นงาน อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่ทำการวัด 10 ครั้งเช่นเดียวกัน[20] ที่พบว่า ค่าความเชื่อมั่นไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และเครื่องสเปคโทรโฟรโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ ให้ค่าที่สูงในระดับดีมาก

ในการทดสอบความเที่ยงตรงซึ่งเป็นการวัดได้สีที่ถูกต้องตรงกับสีของแถบสีนั้นพบว่า เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซีเฉดไฟว์ มีค่าถูกต้องมากกว่าร้อยละ 80 เมื่อวัดแถบสีของ วิต้า คลาสสิคัล และ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ ในขณะที่เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟมีค่าถูกต้องประมาณร้อยละ 40 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คออมนิแคม มีค่าถูกต้องประมาณร้อยละ 55 ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้าของ Ebeid และคณะ[26] ที่พบว่าค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์สูงที่สุด รองลงมาเป็นเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก แต่ที่แตกต่างจากการศึกษานี้ก็คือ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ มีค่ามากกว่าเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม นอกจากนั้น ยังมีอีกหลายการศึกษาที่ทดลองทางคลินิกโดยใช้เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์เป็นเครื่องอ้างอิง[21,27] ซึ่งก็พบว่าเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์ให้ค่าความเที่ยงตรงมากกว่าและแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก แต่ก็มีการศึกษาที่ใช้ตาของทันตแพทย์เป็นเครื่องอ้างอิง[9] ซึ่งพบว่าเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากมีความเที่ยงตรงไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และการวัดด้วยตา

เมื่อดูปัจจัยของชนิดของแถบสีในการศึกษานี้พบว่าค่าความเชื่อมั่นและเที่ยงตรงเมื่อวัดแถบสี วิต้า คลาสสิคัล และ วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ มีค่าที่ใกล้เคียงกันถึงแม้ว่าจำนวนแถบสีของ วิต้า ทรีดี

มาสเตอร์ จะมี 29 แถบสีซึ่งมากกว่า วิต้า คลาสสิคัล ที่มี 16 แถบสี ซึ่งจำนวนที่มากกว่านั้นน่าจะส่งผลทำให้ค่าความเชื่อมั่นลดลง แต่ผลการศึกษากลับพบว่า เมื่อวัดแถบสี วิต้า ทรีดี มาสเตอร์ เครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม ให้ค่าความเชื่อมั่นมากกว่าการวัดแถบสี วิต้า คลาสสิคัล แต่ก็อยู่ในระดับดีมากเช่นเดียวกัน ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟ นั้นให้ค่าความเชื่อมั่นที่ลดลงเมื่อวัดจำนวนแถบสีที่มากขึ้น แต่ยังอยู่ในระดับดี ซึ่งให้ผลการศึกษาไปในทางเดียวกับการศึกษาของ Gotfredsen และคณะ และการศึกษาของ Rutkunas และคณะ[9,27]

การศึกษานี้พบว่า ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์มีค่าที่สูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซึ่งอาจเกิดจากการออกแบบเครื่องให้มีความเฉพาะและมีความละเอียดในงานที่จะใช้ มีวิธีการรับและแยกสีที่แตกต่างกัน เครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์ ถูกออกแบบมาเพื่อการวัดสีโดยเฉพาะ อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องรวมทั้งการวิเคราะห์จึงมุ่งเน้นและใช้หลักการของแสงและสี เครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์จะเปลี่ยนแสงที่ได้รับจากวัตถุมาเป็นระบบ tristimulus ที่ค่า Iluminant D65 หรือค่าอุณหภูมิสีที่ 6500K โดยตัวเครื่องนั้นจะใช้แสงจากหลอดฮาโลเจน 20 วัตต์[30] ซึ่งต่างกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม ที่จะทำการเก็บภาพที่ได้จากการสแกนเป็นวีดีโอจากนั้นจึงใช้โปรแกรมในการแปลสีของภาพที่ได้ โดยไม่ได้วิเคราะห์สีจากแถบสีโดยตรง ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟนั้น ทางบริษัทไม่เปิดเผยข้อมูลของหลักการการเก็บภาพจึงไม่สามารถวิเคราะห์ความแตกต่างได้ แต่หลักการการวิเคราะห์สีก็เป็นลักษณะเดียวกันกับ ซีเล็คออมนิแคม ที่ต้องสแกนภาพแถบสีออกมาก่อนแล้วจึงวิเคราะห์สีจากภาพที่เก็บไว้อีกต่อหนึ่ง ซึ่งปัจจัยของการทำงานแบบอ้อมและโปรแกรมการวิเคราะห์สีที่ไม่ได้ออกแบบมุ่งเน้นเกี่ยวกับสีมากนัก อาจทำให้ค่าความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงไม่ดีเท่าเครื่องสเปคโทรโฟโตมิเตอร์ อย่างไรก็ตาม ในการใช้งานเพื่อวัดสีจะพบว่าเครื่องสแกนเนอร์ทั้งสองจะมีความแตกต่างกันในการใช้เครื่องและกำหนดจุดวัด โดยเครื่อง ซีเล็คออมนิแคม มีโปรแกรมที่สามารถปรับขนาดของตัวชี้ตำแหน่ง (cursor) ได้และเคลื่อนที่ตัวชี้นี้ด้วยเมาส์คอมพิวเตอร์ ทำให้ได้ตำแหน่งที่วัดสีค่อนข้างแน่นอน ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทรีเชฟมีการกำหนดตำแหน่งจุดที่จะวัดสีเป็นระบบสัมผัสซึ่งยากในการกำหนดตำแหน่งให้ตรงกันทุกครั้งที่วัด ผู้วิจัยจึงได้ทำการลากเส้นหาจุดตัดที่กึ่งกลางในภาพฟันก่อนกำหนดจุดวัดที่จะไม่แตกต่างกันสำหรับการวัดด้วยเครื่องทั้งสอง ส่วนการใช้งานในคลินิกนั้น หากไม่มีการลากจุดตัดภายนอกเครื่องเพิ่มเองเนื่องจากเครื่องวัดทั้งสองไม่สามารถทำได้ อาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากเปลี่ยนไปจากผลที่ได้ในการศึกษานี้

ในการศึกษานี้ การวัดสีนั้นได้ค่าออกมาเป็นหน่วย Nominal ทำให้การเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของแต่ละเครื่องได้ค่าน้อยกว่าเมื่อวัดค่าออกมาเป็นหน่วยที่เป็นตัวเลข แต่การศึกษานี้ได้มีการจำลองการวัดให้ใกล้เคียงกับการวัดในช่องปากมากที่สุดเท่าที่ทำได้ ดังนั้น ผลที่ได้ในการวัดแถบสีที่ถูกกำหนดสีไว้ในการศึกษานี้จึงเป็นข้อมูลพื้นฐานที่บอกได้ว่าควรจะใช้เครื่องวัดใดในคลินิก ซึ่งจากที่ได้กล่าวว่ามาข้างต้นว่าสิ่งที่สำคัญของเครื่องวัดสีนั้นจะต้องประกอบด้วยความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรง และจากผลการศึกษานี้พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากผลิตภัณฑ์ที่นำมาศึกษายังไม่เหมาะที่จะใช้ในการวัดสีเนื่องจากมีค่าความเที่ยงตรงน้อย สำหรับการใช้งานทางคลินิกนั้นจะมีปัจจัยอื่นที่แตกต่างจากการศึกษาในห้องปฏิบัติการ จึงน่าสนใจที่จะทำการศึกษาต่อไป

บทสรุป

ในการวัดสีในห้องปฏิบัติการ ความเชื่อมั่นของสเปคโทโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ซีเล็คออมนิแคม มีค่าในระดับดีมาก เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทริออสทรีเชฟมีค่าในระดับดี ความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโทโฟโตมิเตอร์ วิต้าอีซี่เฉดไฟว์มีค่ามากกว่าเครื่องสแกนเนอร์ทั้งสองอย่างมีนัยสำคัญ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร.สรนันทร์ จันทรางศุ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติ รวมถึงเจ้าหน้าที่คลินิกบัณฑิตศึกษาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือและอุปกรณ์ในการศึกษาครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. ***J Prosthet Dent*** 2008;99(5):361-8.

2. Haddad H, Jakstat H, Arnetzl Gea. Does gender and experience influence shade matching quality? . ***J Dent*** 2009;37:e40-4.

3. Bergman B, Nilson H, Andersson M. A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings. ***Int J Prosthodont*** 1999;12(2):135-9.

4. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. ***J Prosthet Dent*** 2000;83(4):396-401.
5. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. ***Br Dent J*** 2007;203(12):675-80.
6. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. ***J Dent Res*** 2002; 81(8):578-82.
7. Bahannan SA. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. ***journal of dentistry*** 2014;42:48-52.
8. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. ***J Prosthet Dent*** 2009;101(3):193-9.
9. Gotfredsen Kea. Effectiveness of Shade Measurements Using a Scanning and Computer Software System: a Pilot Study. ***Int J Oral Dent Health*** 2015;1(2):1-4.
10. Schepke U, Meijer HJ, Kerdijk W, Cune MS. Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. ***J Prosthet Dent*** 2015;114(3):403-6 e1.
11. Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. ***J Prosthet Dent*** 2017;118(3):386-91.
12. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an *in vitro* comparative study. ***J Am Dent Assoc*** 2014;145(6):542-51.
13. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. ***Eur J Orthod*** 2016;38(4):422-8.
14. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. ***Am J Orthod Dentofac Orthop*** 2014;146(5):673-82.
15. Dauti R, Cvikl B, Franz A, Schwarze UY, Lilaj B, Rybaczek T, *et al.* Comparison of marginal fit of cemented zirconia copings manufactured after digital impression with lava C.O.S and conventional impression technique. ***BMC Oral Health*** 2016;16(1):129.
16. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. ***J Prosthet Dent*** 2015; 114(4):554-9.
17. Mostafa NZ, Ruse D, Nancy L, Chris CL. Marginal Fit of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional and Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. ***J Prosthodont*** 2018;27:145-52.
18. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. ***Clin Oral Investig*** 2013;17(7):1759-64.
19. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. *In vivo* precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. ***Clin Oral Investig*** 2016;20(7):1495-504.
20. Yoon HI, Bae JW, Chun YS, Kim MA, Kim M. A Study on Possibility of Clinical Application for Color Measurements of Shade Guides Using an Intraoral Digital Scanner ***J Prosthodont*** 2018:1-6.
21. Brandt J, Nelson S, Lauer HC, von Hehn U, Brandt S. *In vivo* study for tooth colour determination-visual versus digital. ***Clin Oral Investig*** 2017;21(9):2863-71.
22. Tirakanan S. Research methadology in science. Bangkok: Publisher of Chulalongkorn university; 2008.
23. Pimental W, Tiossi R. Comparison between visual and instrumental methods for natural tooth shade matching: ***Gen Dent*** 2014.
24. Liberato WF, Barreto IC, Costa PP, de Almeida CC, Pimentel W, Tiossi R. A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. ***J Prosthet Dent*** 2019;121(2):271-5.
25. Altman DG. Practical statistics for medical research. New York: Chapman & Hall/CRC Press; 1999.
26. Ebeid K, Sabet A, Della Bona A. Accuracy and repeatability of different intraoral scanners on shade determination. ***J Esthet Restor Dent*** 2020.
27. Rutkunas V, Dirse J, Bilius V. Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. ***J Prosthet Dent*** 2020;123(2):322-9.
28. Witkowski S, Yajima ND, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. ***Clin Oral Investig*** 2012;16(3):945-9.
29. Sangaseng P, Prunkngarmpun C, Weraarchakul W, editors. A Comparison of Tooth Color Measurement by Conventional Visual under Artificial Light Source, Intraoral Scanner and Spectrophotometer Methods. Proceeding of the 19th National Graduated Research Conference of Khon Kaen University ; 2018 Mar 9; Khon Kaen, Thailand.
30. Bona AD, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. ***Dent Mater*** 2009;25(2):276-81.

บทวิทยาการ

ผลของยาสีฟันฟลูออไรด์ผสมอาร์จินีนต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟัน

The Effect of Arginine Containing Fluoride Toothpaste on the Change of Surface Microhardness of Artificial Root Dentin Caries

ณัฐวุฒิ บริกุล[1], จารุพรรณ อุ่นสมบัติ[1], มุรธา พานิช[1]

Nattawut Borikul[1], Charuphan Oonsombat[1], Muratha panich[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอาร์จินีนที่ผสมในยาสีฟันฟลูออไรด์ในการการละลายและการคืนกลับแร่ธาตุของเนื้อฟันส่วนรากฟันภายหลังการจำลองสภาวะที่ทำให้เกิดรอยโรคฟันผุ รวมถึงเพื่อค้นหาความเข้มข้นของอาร์จินีนที่เหมาะสมในการใช้ร่วมกับยาสีฟันฟลูออไรด์ เป็นการศึกษาทางห้องปฏิบัติการ โดยใช้ส่วนรากฟันบริเวณต่ำกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟันของฟันกรามแท้ซี่ที่ 3 ของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 50 ซี่ ทำการจำลองรอยโรคฟันผุขนาด 3×4 มิลลิเมตร ที่เนื้อฟันส่วนรากฟัน โดยแช่ชิ้นงานในสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 96 ชั่วโมง จากนั้นแบ่งกลุ่มแบบสุ่มจำนวน 5 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้นงานดังนี้ กลุ่มที่ 1 ทดสอบด้วยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม (Colgate-Palmolive Company, USA) ร่วมกับอาร์จินีน (Arginine, Sigma-Aldrich, USA) ความเข้มข้นร้อยละ 2 กลุ่มที่ 2 ทดสอบด้วยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็มร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 4 กลุ่มที่ 3 ทดสอบด้วยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็มร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 8 กลุ่มที่ 4 ทดสอบด้วยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็มเพียงอย่างเดียว และกลุ่มที่ 5 ทดสอบด้วยน้ำปราศจากประจุ แช่ชิ้นงานในสารละลายแต่ละกลุ่มทดลองภายใต้โมเดลการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างเป็นเวลา 7 วัน ทำการวัดค่าความแข็งผิวของชิ้นงานด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป (Knoop micro-hardness tester, FUTURE-TECH, Japan) ก่อนเริ่มทำการทดลอง ภายหลังการจำลองรอยโรคฟันผุ และภายหลังการแช่ในสารละลายแต่ละกลุ่มทดลอง วิเคราะห์ผลทางสถิติโดยเปรียบเทียบค่าร้อยละของการเปลี่ยนแปลงค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคภายหลังการจำลองรอยโรคฟันผุและภายหลังการแช่ในสารละลายแต่ละกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว และทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 จากการทดลองพบว่าค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของกลุ่มที่ทดสอบด้วยยาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว และกลุ่มที่ผสมโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนร้อยละ 2 4 และ 8 มีค่าไม่แตกต่างกัน แต่สูงกว่ากลุ่มน้ำปราศจากประจุอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้สรุปได้ว่ายาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์ที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนสามารถต้านการละลายแร่ธาตุและเกิดการคืนกลับแร่ธาตุในรอยโรคฟันผุบริเวณเนื้อฟันส่วนรากฟันได้ไม่แตกต่างจากยาสีฟันที่ผสมโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว โดยความเข้มข้นของอาร์จินีนร้อยละ 2 4 และ 8 มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ : การคืนกลับแร่ธาตุฟัน, ยาสีฟันฟลูออไรด์, รอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟัน, อาร์จินีน

Abstract

The aim of this *in vitro* study was to investigate the effect of arginine containing fluoride toothpaste on demineralization and remineralization of artificial root dentin caries and to assess the appropriate concentration of arginine in fluoride toothpaste. Fifty root segments below cementoenamel junction of extracted human third molars were collected. Artificial caries lesions were created with the size of 3×4 mm by immersion in demineralizing solution for 96 hours at 37°C. All samples were randomly divided into 5 groups (n=10): (1) 1450 ppm sodium fluoride toothpaste (Colgate-Palmolive Company, USA) with 2% arginine (Sigma-Aldrich, USA), (2) 1450 ppm sodium fluoride toothpaste with 4% arginine, (3) 1450 ppm sodium fluoride toothpaste with 8% arginine, (4) 1450 ppm sodium fluoride toothpaste only, and (5) deionized water (control). The samples of each group were immersed in either of the solutions for 7 days under pH cycling model. The surface microhardness was measured with Knoop microhardness test (FUTURE-TECH, Japan) at baseline, after artificial caries formation, and after immersion in each designated solution. The percentages of surface microhardness recovery were calculated and statistically analyzed using One-way ANOVA and Tukey's test at a significance level of 0.05. All experimental groups showed statistical similarity in the percentages of surface microhardness recovery, which were significantly higher than that of the control group ($p<0.05$). Within the limitations of this study, we concluded that the toothpaste containing sodium fluoride both with and without arginine equally prevented demineralization and promoted remineralization of artificial root carious lesions. The different concentrations of arginine (2%, 4%, and 8%) had no significant effect on the remineralization.

Keywords: Remineralization, Fluoride toothpaste, Artificial root dentin caries, Arginine

Received Date: May 28, 2021 **Revised Date:** Jun 16, 2021 **Accepted Date:** Aug 4, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.22

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :
ณัฐวุฒิ บริกุล ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-218-8795, 089-611-7417 อีเมล: mizakiono@gmail.com

Correspondence to :
Nattawut Borikul. Department of Operative Dentistry. Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 089-611-7417 Email: mizakiono@gmail.com

บทนำ

ทฤษฎีระบบนิเวศน์ของแผ่นคราบจุลินทรีย์ (The ecological plaque hypothesis) เป็นปัจจัยหนึ่งที่เชื่อถือในปัจจุบันในการนำมาอธิบายถึงการเกิดโรคฟันผุที่สัมพันธ์กับเชื้อจุลินทรีย์ เมื่อระบบนิเวศน์ในแผ่นคราบจุลินทรีย์เปลี่ยน จะทำให้ชนิดของเชื้อแบคทีเรียที่อาศัยอยู่เปลี่ยนแปลงด้วย โดยในสภาวะสุขภาพช่องปากที่ดีจะทำให้เชื้อแบคทีเรียในแผ่นคราบจุลินทรีย์ส่วนใหญ่เป็นเชื้อที่ไม่ก่อโรค แต่เมื่อมีปริมาณน้ำตาลสูงจะทำให้แบคทีเรียเมทาโบไลต์น้ำตาลเป็นกรดเกิดขึ้น ค่าพีเอชในแผ่นคราบจุลินทรีย์ลดลง ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อระบบนิเวศน์ ทำให้เชื้อที่สามารถผลิตกรด (Acidogenic) และทนต่อกรด (Aciduric) ซึ่งเป็นเชื้อชนิดก่อโรคนั้นเพิ่มจำนวนมากขึ้น เป็นผลให้เกิดโรคฟันผุตามมา[1]

รากฟันผุเกิดจากการละลายของแร่ธาตุในฟันจากกรดที่ได้จากการย่อยสลายน้ำตาลของเชื้อแบคทีเรียในช่องปาก ส่วนใหญ่พบในผู้สูงอายุ โดยมีสาเหตุมาจากเกิดการเผยผึ่งของผิวรากฟันต่อสิ่งแวดล้อม ซึ่งบริเวณนี้มักเกิดการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์ได้โดยง่าย และจะเกิดการละลายต่อกรดได้ง่ายกว่าเคลือบฟัน มีการศึกษาพบว่ารากฟันผุในผู้สูงอายุมีความชุกเพิ่มมากขึ้น[2] บ่อยครั้งที่รากฟันผุนั้นยากต่อการทำการบูรณะเนื่องจากองค์ประกอบของบริเวณ

รากฟันส่วนใหญ่เป็นเนื้อฟัน รวมทั้งยากต่อการควบคุมความชื้นเนื่องจากมีโอกาสถูกปนเปื้อนจากน้ำเหลืองเหงือก (Gingival crevicular fluid) ประกอบกับความสะดวกในการเดินทางมารับการรักษาของผู้สูงอายุเป็นไปอย่างยากลำบาก ดังนั้นในปัจจุบันจึงได้มีการส่งเสริมให้เกิดกระบวนการยับยั้งการเกิดรากฟันผุและการคืนกลับของแร่ธาตุ (Remineralization) บริเวณรากฟันผุได้ด้วยตัวผู้ป่วยเอง[3]

ฟลูออไรด์ได้ถูกพิสูจน์ในทางคลินิกแล้วว่ามีประสิทธิภาพในป้องกันการเกิดรากฟันผุ[4] สามารถกระตุ้นให้เกิดการคืนกลับของแร่ธาตุและลดการละลายของแร่ธาตุ (Demineralization) ทั้งในเคลือบรากฟันและเนื้อฟัน การแปรงฟันทุกวันด้วยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของฟลูออไรด์เป็นวิธีทั่วไปที่นิยมใช้ในการเพิ่มฟลูออไรด์ในช่องปาก แต่อย่างไรก็ตามฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียวอาจไม่เพียงพอในผู้ที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดโรคฟันผุบริเวณรากฟัน โดยเฉพาะในผู้ที่มีแผ่นคราบจุลินทรีย์ในช่องปากปริมาณมากและผู้ที่บริโภคน้ำตาลบ่อย[5] ประกอบกับในปัจจุบันมีรายงานที่พบว่าเชื้อสเตร็ปโตคอคคัส มิวแตนส์ (*Streptococcus mutans*) รวมถึงแบคทีเรียในสายพันธุ์อื่น ๆ ดื้อต่อฟลูออไรด์[6] ดังนั้นจึงจำเป็นต้องหาสารตัวอื่นมาช่วยเสริมประสิทธิภาพของฟลูออไรด์ในการคืนกลับแร่ธาตุและต่อสู้กับแบคทีเรียก่อโรคฟันผุ เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าผลิตภัณฑ์ต่าง ๆ ที่ช่วยป้องกันการเกิดโรคฟันผุไม่ว่าจะเป็นซีพีพี-เอซีพี (CPP-ACP) ไตรโคซาน (Triclosan) ไซลิทอล (Xylitol) และคลอเฮกซิดีน (Chlorhexidine) ล้วนมีการศึกษาที่พบว่ามีประสิทธิภาพในการป้องกันการเกิดโรคฟันผุ[7,8] แต่อย่างไรก็ตามวัตถุประสงค์หลักในการป้องกันการเกิดโรคฟันผุของผลิตภัณฑ์เหล่านี้ไม่ได้มุ่งไปจัดการกับระบบนิเวศน์ในแผ่นคราบจุลินทรีย์โดยตรง ต่างกับอาร์จินีน (Arginine) ที่มีการศึกษายืนยันว่าช่วยป้องกันการเกิดโรคฟันผุ โดยมีผลโดยตรงต่อระบบนิเวศน์ในแผ่นคราบจุลินทรีย์[9]

อาร์จินีนคือกรดอะมิโนที่พบได้ในอาหารและในร่างกายมนุษย์ โดยจะถูกหลั่งออกมาทางน้ำลายในรูปของอาร์จินีนอิสระและรูปเปปไทด์ การศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าอาร์จินีนและฟลูออไรด์ให้ผลเสริมฤทธิ์กันในการเพิ่มประสิทธิภาพในการป้องกันฟันผุและส่งเสริมการคืนกลับของแร่ธาตุในรอยโรคฟันผุระยะเริ่มต้นของชั้นเคลือบฟันได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้อาร์จินีนที่ความเข้มข้นแตกต่างกันไป[10-12] แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพดังกล่าวต่อตำแหน่งของเนื้อฟันผุส่วนรากฟันของการศึกษาก่อนหน้านี้[3,13] ยังขาดความน่าเชื่อถือและยังมีหลักฐานไม่เพียงพอที่จะสามารถบ่งชี้ได้ว่าประสิทธิภาพของอาร์จินีนร่วมกับฟลูออไรด์สามารถต้านทานการละลายแร่ธาตุของรากฟันผุได้ จึงเป็นที่มาของงานวิจัยในครั้งนี้ เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอาร์จินีนที่ผสมในยาสีฟันฟลูออไรด์ในการละลายและการคืนกลับแร่ธาตุของเนื้อฟันส่วนรากฟันภายหลังการจำลองสภาวะที่ทำให้เกิดรอยโรคฟันผุ ซึ่งการใช้ในรูปแบบของยาสีฟันจะช่วยให้อาร์จินีนออกฤทธิ์ได้มีประสิทธิภาพมากที่สุด[14] รวมถึงเพื่อค้นหาความเข้มข้นของอาร์จินีนที่เหมาะสมในการใช้ร่วมกับยาสีฟันฟลูออไรด์ โดยแปลผลจากค่าร้อยละของการเปลี่ยนแปลงค่าความแข็งผิวระดับจุลภาค ซึ่งมีสมมติฐานว่ายาสีฟันที่ผสมอาร์จินีนที่ความเข้มข้นต่าง ๆ ร่วมกับฟลูออไรด์ มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟัน ไม่แตกต่างจากยาสีฟันที่มีส่วนผสมของฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว และยาสีฟันที่ผสมอาร์จินีนที่ความเข้มข้นต่าง ๆ ร่วมกับฟลูออไรด์ มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟันไม่แตกต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

ฟันที่ใช้ในการทดลอง

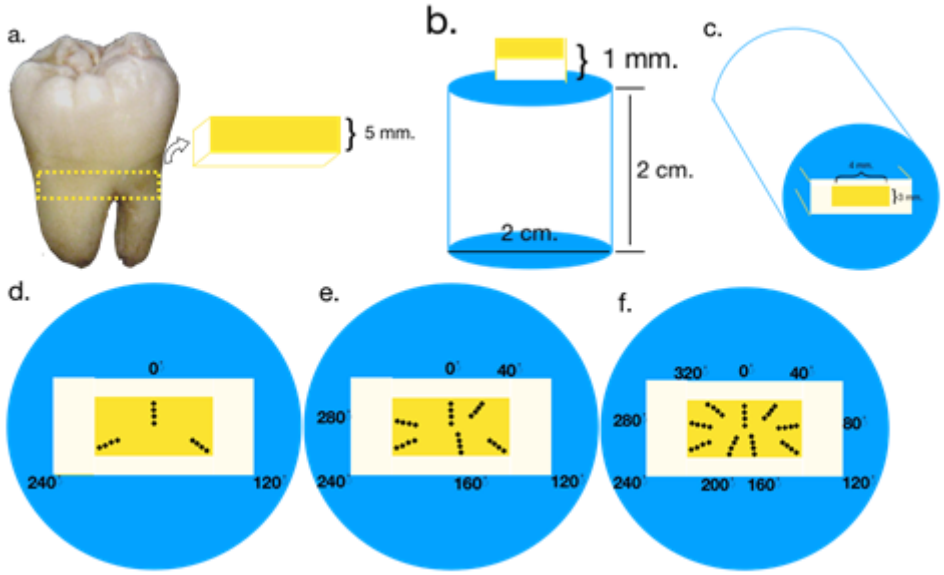
ฟันที่ใช้ในการทดลองคือฟันกรามแท้ซี่ที่ 3 บนหรือล่างที่ถูกถอนด้วยเหตุผลทางการแพทย์จำนวน 50 ซี่ โดยคำนวณกลุ่มตัวอย่างจากโปรแกรม G*Power 3.1 ด้วยการแทนค่าจากการศึกษาก่อนหน้า[12] ดังนี้ ใช้การทดสอบเอฟ (F-test) เอฟเฟกไซด์ (Effected size) = 0.52, พาวเวอร์ (Power) = 0.81, จำนวนกลุ่ม (Group) = 5 ที่นัยสำคัญ 0.05 ใช้ ผลจากการคำนวณขนาดประชากรทั้งหมด (Total sample size) = 46 ก่อนการเก็บฟันผู้ป่วยจะได้รับทราบข้อมูลและให้ความยินยอม รวมถึงได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ 101/2019

ตรวจสอบฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอที่กำลังขยายวัตถุ 0.8 เท่า (Stereomicroscope SZ61, Olympus, Japan) ว่าปราศจากรอยผุ รอยร้าว หรือวัสดุบูรณะ กำจัดคราบสกปรกและเนื้อเยื่อที่เหลืออยู่ด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้า (Ultrasonic cleanser 5210, HEIDOLPH, Germany) และเครื่องมือขูดหินน้ำลาย (Hand scaler) ร่วมกับผงขัดที่ปราศจากฟลูออไรด์ เก็บฟันในสารละลายไทมอล (Thymol) ความเข้มข้นร้อยละ 0.5[12] ภายในระยะเวลา 30 วัน ก่อนนำมาใช้ในการทดลอง

การเตรียมเนื้อฟันส่วนราก

ตัดส่วนรากฟันบริเวณใต้ต่อรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (Cementoenamel junction) เล็กน้อยด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (IsoMetTM1000, Buehler, USA) ขนาดกว้าง 5 มิลลิเมตร ทั้งหมด 50 ชิ้น ดังรูปที่ 1 a.) จากนั้นนำมาฝังลงในโพลีเอสเทอร์เรซินโดยใช้แม่แบบพลาสติกทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 เซนติเมตร สูง 2 เซนติเมตร โดยให้ผิวรากฟันอยู่ด้านบนโผล่พ้นขึ้นมา 1 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 1 b.) ทิ้งไว้ประมาณ 12 ชั่วโมง

เพื่อให้เรซินบ่มตัวโดยสมบูรณ์ ทำการขัดผิวรากฟันส่วนบนด้วยแผ่นซิลิกอนคาร์ไบด์เรียงจากเบอร์ 400 800 1200 และ 2000 ด้วยเครื่องขัดผิววัสดุ (NANO 2000, Pace technologies, USA) เพื่อให้ได้ผิวเนื้อฟันส่วนรากที่เรียบแบน ทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้าร่วมกับน้ำปราศจากประจุเป็นเวลา 15 นาที และซับด้วยกระดาษซับจนแห้ง ตรวจสอบว่ากำจัดเศษสิ่งสกปรกออกจากผิวรากฟันจนหมดแล้ว ทำการเคลือบด้วยน้ำยาเคลือบเล็บ (Revlon, USA) โดยเหลือผิวรากฟันไว้เป็นหน้าต่างขนาด 3x4 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 1 c.)



รูปที่ 1 *แสดงการเตรียมชิ้นงาน ขั้นตอนและตำแหน่งการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค*
a.) การตัดแบ่งส่วนรากฟันใต้ต่อบริเวณรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟันเล็กน้อย กว้าง 5 มิลลิเมตร b.) ฝังรากฟันลงในโพลีเอสเทอร์เรซินของแม่แบบพลาสติกทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 เซนติเมตร สูง 2 เซนติเมตร โดยให้ผิวรากฟันโผล่ขึ้นมา 1 มิลลิเมตร c.) เคลือบปิดรากฟันด้วยน้ำยาเคลือบเล็บให้เหลือขนาดพื้นที่หน้าตัด 3x4 มิลลิเมตร d.) แสดงรอยกดครั้งที่ 1 (SMH_0) หลังจากเตรียมรากฟันที่ตำแหน่ง 0 120 240 องศา ห่างจากขอบด้านนอก 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตร ตามลำดับ e.) แสดงรอยกดครั้งที่ 2 (SMH_1) หลังจากผ่านการจำลองรอยโรคฟันผุที่ตำแหน่ง 40 160 และ 280 องศา f.) แสดงรอยกดครั้งที่ 3 (SMH_2) หลังจากผ่านการแช่สารละลายภายใต้กระบวนการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างที่ตำแหน่ง 80 200 และ 320 องศา

Figure 1 *Schematic diagram demonstrating tooth preparation and experimental procedures*
a.) The root fragments of 5 mm. in width were removed below the cemento-enamel junction (CEJ). b.) The root fragments were embedded in epoxy resin block (2x2 cm.) with 1 mm. height of the surface extruding from block. c.) The root fragments were covered with acid-resistant nail varnish except for 3x4 mm. window d.) Baseline surface microhardness (SMH_0) was determined in three locations at 0, 120, 240 degrees with four indentations each at 50, 100, 150, and 200 μm from the outer surface. e.) Surface microhardness after artificial lesion formation (SMH_1) was determined in other three locations at 40, 160, 280 degrees. f.) Surface microhardness after immersion in each tested solution under pH cycling model (SMH_2) was determined in other three locations at 80, 200, 320 degrees

ทำการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปครั้งที่ 1 ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค (Surface microhardness tester, FUTURE-TECH, Japan) และบันทึกเป็นค่าความแข็งผิวก่อนการทดลอง (SMH_0) โดยรายละเอียดของการวัดนั้นจะกล่าวถึงในลำดับถัดไป

สารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุและสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุ (Demineralizing and remineralizing solution

สารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุ (Demineralizing solution) ที่ใช้สำหรับการจำลองรอยโรคฟันผุ[15] นั้น ประกอบด้วยสารแคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride) 2.2 มิลลิโมล โพแทสเซียม

ไฮโดรเจนออร์โทฟอสเฟต (potassium hydrogen orthophosphate) 2.2 มิลลิโมล และสารละลายกรดอะซิติก (acetic acid) 50 มิลลิโมล ที่ pH 4.6 สำหรับสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุที่ใช้สำหรับจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่าง[16] นั้น ประกอบด้วยสารแคลเซียมคลอไรด์ 1.5 มิลลิโมล โพแทสเซียมไฮโดรเจนออร์โทฟอสเฟส 0.9 มิลลิโมล สารละลายกรดแลคติก (Lactic acid) 50 มิลลิโมล ที่ pH 5.0

ในขณะที่สารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุ (Re-mineralizing solution) นั้น ประกอบด้วยสาร HEPES 20 มิลลิโมล สารแคลเซียมคลอไรด์ 1.5 มิลลิโมล โพแทสเซียมไฮโดรเจนออร์โทฟอสเฟต 0.9 มิลลิโมล โซเดียมเอไซด์ (Sodium azide) 5 มิลลิโมล และโพแทสเซียมคลอไรด์ (potassium chloride) 130 มิลลิโมล ที่ pH 7.0[16]

การจำลองรอยโรคฟันผุ (Artificial carious lesion formation)

แช่ชิ้นงานตัวอย่างที่เตรียมไว้ในสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 96 ชั่วโมง[15] จากนั้นล้างชิ้นงานให้ทั่วด้วยน้ำปราศจากประจุปริมาตร 32.5 มิลลิลิตร ซับชิ้นงานด้วยกระดาษซับเป็นเวลา 30 วินาที และทิ้งไว้ให้แห้งอีก 30 วินาที

ทำการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปหลังจากจำลองรอยโรคฟันผุ ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค เป็นการวัดครั้งที่ 2 และบันทึกเป็นค่า SMH_1

กลุ่มการทดลอง

ทำการแบ่งชิ้นงานออกเป็น 5 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้นงาน ด้วยวิธีการสุ่ม ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม และอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2

กลุ่มที่ 2 ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม และอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 4

กลุ่มที่ 3 ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม และอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 8

กลุ่มที่ 4 ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม เพียงอย่างเดียว

กลุ่มที่ 5 น้ำปราศจากประจุ (กลุ่มควบคุม)

การผสมสารละลายยาสีฟัน

ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ที่ใช้ในการศึกษานี้ คือ คอลเกตป้องกันฟันผุรสยอดนิยม (Colgate-Palmolive Company, USA) ซึ่งมีส่วนประกอบของโซเดียมโมโนฟลูออโรฟอสเฟต 1450 พีพีเอ็ม ส่วนอาร์จินีนที่ใช้ในการศึกษานี้คือ แอล-อาร์จินีน โมโนไฮโดรคลอไรด์ (L-arginine monohydrochloride. Sigma-Aldrich, St. Louis, USA) ซึ่งมีลักษณะเป็นผลึกสีขาวขนาดเล็ก

ผสมสารละลายยาสีฟันโดยใช้อัตราส่วนของยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ต่ออาร์จินีนต่อน้ำปราศจากประจุตามร้อยละโดยน้ำหนัก ดังนี้ กลุ่มที่ 1 ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 เตรียมโดยทำการผสมยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ 98 กรัมกับผงอาร์จินีน 2 กรัมเข้าด้วยกัน จากนั้นนำมาผสมกับน้ำปราศจากประจุในอัตราส่วน 1:3 (ยาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์และอาร์จินีน 1 ส่วนต่อน้ำปราศจากประจุ 3 ส่วน) ทำเช่นเดียวกันในกลุ่มที่ 2 และ 3 โดยเพิ่มส่วนผงของอาร์จินีนเป็น 4 กรัมกับยาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์ 96 กรัม และอาร์จินีน 8 กรัมกับยาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์ 92 กรัมตามลำดับ ส่วนกลุ่มที่ 4 ผสมยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์กับน้ำปราศจากประจุในอัตราส่วน 1:3[12]

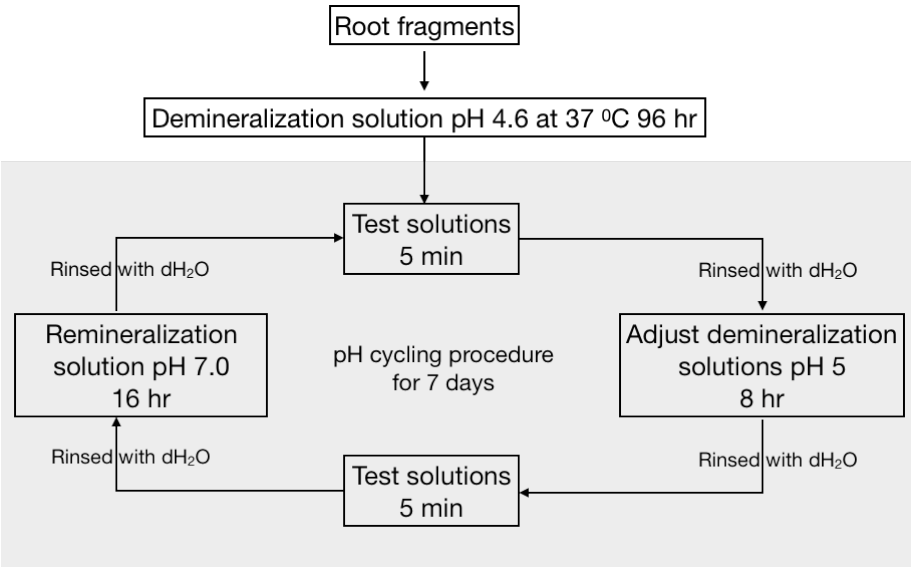
ทุกกลุ่มที่ทำการผสมจะใช้เครื่องเขย่าผสมสาร (vortex mixer) เป็นเวลา 60 วินาที ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส จากนั้นผสมด้วยเครื่องเขย่าสารในรูปแบบเป็นวงกลมและควบคุมอุณหภูมิ (Orbital Shaker Incubator) 200 rpm เป็นเวลา 20 นาที ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส

โมเดลการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่าง (pH cycling model)

ชิ้นงานทุกชิ้นจะผ่านกระบวนการละลายแร่ธาตุและคืนกลับแร่ธาตุเป็นเวลา 7 วัน ภายใต้การเขย่าที่ 80 รอบต่อนาที อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสตลอดกระบวนการ โดยในแต่ละวันจะปฏิบัติดังนี้ เริ่มจากแช่ชิ้นงานลงในสารละลายทดลองตามกลุ่มที่แบ่งไว้เป็นเวลา 5 นาที แล้วนำมาแช่ในสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุเป็นเวลา 8 ชั่วโมง จากนั้นนำมาแช่สารละลายทดลองอีก 5 นาที แล้วเปลี่ยนมาแช่ในสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุเป็นเวลา 16 ชั่วโมง ทำซ้ำจนครบ 7 วัน[16] ดังรูปที่ 2

ทำการเตรียมสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุและสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุใหม่ก่อนใช้ทุกครั้ง โดยใช้สารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุและสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุอย่างละ 30 มิลลิลิตรต่อ 1 ชิ้นงาน ส่วนสารละลายทดลองใช้ 5 มิลลิลิตรต่อ 1 ชิ้นงานในแต่ละครั้ง[16] ทุกครั้งที่เปลี่ยนสารละลายทำการล้างชิ้นงานด้วยน้ำปราศจากประจุปริมาตร 32.5 มิลลิลิตร เป็นเวลา 5 วินาที ซับด้วยกระดาษซับเป็นเวลา 30 วินาที และทิ้งไว้ให้แห้งอีก 30 วินาที

ภายหลังการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างเป็นเวลา 7 วันแล้ว นำชิ้นงานมาล้างด้วยน้ำปราศจากประจุเป็นเวลา 2 นาที แล้วทำการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปครั้งที่ 3 ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค และบันทึกเป็นค่า SMH_2



รูปที่ 2 *แสดงโมเดลการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่าง*

Figure 2 *Flowchart demonstrating the pH cycling model of the study*

การวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูป

วัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแต่ละชิ้นงานด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค โดยใช้หัวกดนูปไดมอน (Knoop diamond) ให้แรงคงที่ 10 กรัม เป็นเวลา 10 วินาที16กดบนเนื้อฟันโดยรอบ 3 ตำแหน่งดังนี้ ครั้งที่ 1 (SMH_0) กดที่ตำแหน่ง 0 120 240 องศา ครั้งที่ 2 (SMH_1) กดตำแหน่ง 40 160 280 องศา และครั้งที่ 3 (SMH_2) กดตำแหน่ง 80 200 และ 320 องศา โดยในแต่ละตำแหน่งจะทำการกด 4 จุด ห่างจากขอบนอก 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตร ตามลำดับ ดังรูปที่ 1 d-f.) การวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคในครั้งที่ 3 นั้น จะทำการสุ่มชิ้นงานในแต่ละกลุ่มทดลอง โดยให้บุคคลอื่นที่ไม่ทราบกลุ่มการทดลองเป็นผู้หยิบชิ้นงานในแต่ละกลุ่มที่ทำการปิดชื่อทั้งหมดมาให้ผู้วิจัยทำการวัด จากนั้นคำนวณค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปจากสมการ $SMH = 14229K/L^2$ โดย K คือแรงกด หน่วยเป็นกรัม L คือความยาวของรอยกด (Indentation length) หน่วยเป็นไมโครเมตร ค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคจากทุกรอยกดของแต่ละครั้งจะถูกนำมารวมและหาเป็นค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคของชิ้นงานตัวอย่างในการกดครั้งนั้น ๆ

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรอยโรคฟันผุในเนื้อฟันส่วนรากฟัน (% SMH recovery) พิจารณาจากค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวจากการวัดครั้งที่ 3 และค่าเฉลี่ยความแข็งผิวจากการวัดครั้งที่ 2 คูณร้อย หารด้วยค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวจากการวัดครั้งที่ 1 และค่าเฉลี่ยความแข็งผิวจากการวัดครั้งที่ 2 ดังสมการ

$$\%SMH\ recovery = (SMH_2 - SMH_1) \times 100 / (SMH_0 - SMH_1)$$

ทดสอบการกระจายของข้อมูลด้วยการทดสอบ Shapiro-Wilk และทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (Equality of variance) ด้วยการทดสอบเลวีน (Levene test) ใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าร้อยละของการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของแต่ละกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์ (post hoc Tukey's multiple comparisons) กำหนดค่านัยสำคัญ 0.05 ใช้โปรแกรมสำเร็จรูป (SPSS for window version 21.0) ในการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ผลการศึกษา

ตารางที่ 1 แสดงค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปก่อนทำการทดลอง (SMH_0) ภายหลังการจำลองรอยโรคฟันผุ (SMH_1) ภายหลังการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่าง (SMH_2) และค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาค (%SMH recovery) โดยเนื้อฟันส่วนรากฟันก่อนเริ่มทำการทดลองมีค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคอยู่ในช่วง 63 ถึง 68 ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปในเนื้อฟันทั่วไป[16] ภายหลังการจำลองรอยโรคฟันผุพบว่าค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคลดลงอยู่ในช่วง 8 ถึง 10 ซึ่งอยู่ในช่วงค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปของรอยโรคฟันผุในฟันธรรมชาติ[17] และเมื่อจำลองสภาวะ

การเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างเป็นเวลา 7 วัน พบว่าค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปอยู่ในช่วง 5 ถึง 9 โดยที่ค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของกลุ่มยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว และกลุ่มยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 นั้นมีค่าไม่แตกต่างกัน ($p>0.05$) แต่ทั้งหมดมีค่าสูงกว่ากลุ่มน้ำปราศจากประจุอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$)

ตารางที่ 1 *ค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปของกลุ่มการทดลองทั้ง 5 กลุ่ม ณ เวลาเริ่มต้นก่อนทำการทดลอง (SMH_0) เมื่อผ่านกระบวนการจำลองรอยโรคฟันผุ (SMH_1) หลังผ่านการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่าง (SMH_2) และร้อยละความเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาค (%SMH recovery)*

Table 1 *Surface knoop microhardness measurements in 5 experimental groups, Baseline surface microhardness (SMH_0), Surface microhardness after artificial lesion formation (SMH_1), Surface microhardness after pH cycling model (SMH_2) and Percentages of surface microhardness recovery (%SMH recovery)*

	Mean±SD knoop microhardness number			
Groups	SMH_0	SMH_1	SMH_2	%SMH
DI water	63.14±3.43	9.77±1.29	5.86±0.70	-7.45±1.86 [A]
Sodium fluoride	67.23±2.44	8.66±1.81	8.73±1.46	0.45±3.14 [B]
2% Arginine + Sodium fluoride	65.14±4.29	10.32±1.56	9.58±1.18	-1.49±3.01 [B]
4% Arginine + Sodium fluoride	66.77±3.46	9.93±0.95	9.74±1.64	-0.32±2.38 [B]
8% Arginine + Sodium fluoride	65.52±3.90	9.11±0.81	8.75±1.14	-0.61±2.12 [B]

หมายเหตุ: ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์ แสดงว่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

Remark: Group with the same uppercase letter in the column are not statistically different (p>0.05)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้เป็นการศึกษาประสิทธิภาพของยาสีฟันฟลูออไรด์ที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของเนื้อฟันส่วนรากฟันภายหลังการจำลองสภาวะที่ทำให้เกิดรอยโรคฟันผุ โดยผลการศึกษาพบว่าค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของรากฟันผุจำลองของกลุ่มยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์และยาสีฟันผสมโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 นั้นไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติ และไม่มีความแตกต่างในกลุ่มของอาร์จินีนที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 ดังนั้นการศึกษานี้จึงยอมรับสมมติฐาน

การศึกษานี้ได้จำลองสภาวะการเกิดรากฟันผุเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ที่ผสมอาร์จินีนต่อเนื้อฟันผุส่วนรากฟันซึ่งพบว่า ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนร่วมกับโซเดียมฟลูออไรด์สามารถต้านการละลายแร่ธาตุและเกิดการคืนกลับแร่ธาตุของรอยโรคฟันผุจำลองในเนื้อฟันส่วนรากฟันได้ไม่แตกต่างกับยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียวและยาสีฟันที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างกัน โดยยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์และแอล-อาร์จินีน โมโนไฮโดรคลอไรด์ จะทำปฏิกิริยากันโดยประจุบวกของกลุ่มกัวนิดิเนียม (guanidinium) ในอาร์จินีนจะดึงดูดประจุลบของฟลูออไรด์ในโซเดียมฟลูออไรด์และคลอไรด์ไอออนในอาร์จินีนจะดึงดูดกับโซเดียมไอออนในโซเดียมฟลูออไรด์ ได้ผลลัพธ์เป็นแอล-อาร์จินีน ฟลูออไรด์ (L-arginine fluoride) และโซเดียมคลอไรด์ตามลำดับ[10] โดยแอล-อาร์จินีนฟลูออไรด์ จะแทรกซึมไปยังใต้พื้นผิวของรอยโรค เป็นแหล่งกักเก็บแร่ธาตุ (reservoir) ส่งเสริมให้เกิดสภาวะการตกตะกอนของแคลเซียมฟอสเฟตบนผิวฟันจับตัวกันเป็นฟลูออโรอะพาไทต์ (fluoroapatite)[10,12] ช่วยในการคืนกลับแร่ธาตุและป้องกันฟันผุ ผลที่ได้นี้แตกต่างจากการศึกษาของ Bijle และคณะปี 2018[12] ที่พบว่ายาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 นั้น ช่วยต้านการละลายแร่ธาตุและส่งเสริมการคืนกลับแร่ธาตุของรอยโรคฟันผุบริเวณชั้นเคลือบฟันได้สูงกว่ายาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 4, 8 และยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสามารถอธิบายได้จากเหตุผลสองประการดังนี้ 1. ประสิทธิภาพของฟลูออไรด์สำหรับการป้องกันฟันผุนั้นจะขึ้นกับความเข้มข้นของฟลูออไรด์ในยาสีฟัน[18,19] เมื่อผสมอาร์จินีนในปริมาณที่มากขึ้นจะส่งผลให้ปริมาณโดยน้ำหนักของโซเดียมฟลูออไรด์ในยาสีฟันลดลงตามมา ส่งผลให้ความเข้มข้นของฟลูออไรด์ไอออนลดลงด้วย[12,18]

ดังนั้นหากยาสีฟันมีส่วนผสมของฟลูออไรด์ที่ความเข้มข้นต่ำจะเกิดการคืนกลับแร่ธาตุได้มีประสิทธิภาพลดลง 2. ยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ที่ผสมอาร์จินีนที่ความเข้มข้นสูง จะมีความเข้มข้นของคลอไรด์เพิ่มขึ้นตามมา ส่งผลให้อาร์จินีนคงสภาพอยู่ในรูปของแอล-อาร์จินีน โมโนไฮโดรคลอไรด์ ไม่แตกตัวไปทำปฏิกิริยากับโซเดียมฟลูออไรด์[12] ทำให้เกิดการแตกตัวของฟลูออไรด์ไอออนลดลง ดังนั้นประสิทธิภาพในการคืนกลับแร่ธาตุจากแอล-อาร์จินีนฟลูออไรด์ก็ลดลงตามมาด้วยจากเหตุผลดังกล่าวทำให้ทราบว่าความเข้มข้นของอาร์จินีนที่ผสมเข้าไปมีผลต่อปริมาณของฟลูออไรด์ไอออนในยาสีฟัน ซึ่งมีผลในการป้องกันการเกิดฟันผุ แต่อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ได้ทำการศึกษาการต้านการละลายแร่ธาตุและการคืนกลับของแร่ธาตุในส่วนของเนื้อฟันซึ่งมีปริมาณของไฮดรอกซีอะพาไทต์น้อยกว่าในเคลือบฟัน[20] จึงทำให้ฟลูออไรด์ไอออนที่แตกตัวออกมาจากยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียวและกลุ่มที่ผสมอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 นั้นมีปริมาณมากเพียงพอที่จะสามารถเข้าทำปฏิกิริยากับไฮดรอกซีอะพาไทต์ในส่วนของเนื้อฟันได้ จึงเกิดการต้านการละลายแร่ธาตุและการคืนกลับแร่ธาตุที่ไม่แตกต่างกันของยาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียวและที่ผสมอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 ในการศึกษานี้

มีการศึกษาของ Velo และคณะปี 2020[21] ได้ทำการศึกษาประสิทธิภาพของยาสีฟันที่มีส่วนประกอบของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็ม อาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 1.5 และแคลเซียมคาร์บอเนต ในการต้านการละลายแร่ธาตุและการคืนกลับแร่ธาตุของรากฟันผุจำลอง พบว่ายาสีฟันกลุ่มนี้มีประสิทธิภาพในการคืนกลับแร่ธาตุของรากฟันผุได้ดีกว่ายาสีฟันที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ 1450 พีพีเอ็มเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งแตกต่างกับการศึกษาในครั้งนี้ที่พบว่ายาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ที่ผสมอาร์จินีนมีประสิทธิภาพในการต้านการละลายแร่ธาตุและเกิดการคืนกลับแร่ธาตุในเนื้อฟันผุส่วนรากไม่แตกต่างกันกับยาสีฟันที่ผสมโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว ที่เป็นเช่นนี้เนื่องมาจากความแตกต่างของวิธีการทดลอง โดยการศึกษาของ Velo[21] นั้นเป็นการศึกษาในร่างกาย (*in vivo*) ซึ่งได้มีการนำชิ้นงานทดลองเข้าไปไว้ในช่องปากของอาสาสมัครเป็นเวลา 7 วัน จึงทำให้มีเรื่องของไบโอฟิล์ม (Biofilm) เข้ามาเกี่ยวข้องด้วย และจุลินทรีย์ในไบโอฟิล์มเหล่านี้มีผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพของอาร์จินีนในการป้องกันฟันผุ

มีหลายการศึกษาทั้งทางห้องปฏิบัติการและทางคลินิกเกี่ยวกับความสามารถของอาร์จินีนต่อคราบจุลินทรีย์ พบว่าอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 0.625 ถึง 8 จะสามารถป้องกันฟันผุได้ โดยการเพิ่มพีเอชในแผ่นคราบจุลินทรีย์ ลดการผลิตกรดและผลิตสารโพลีแซกคาไรด์นอกเซลล์ (extracellular polysaccharide matrix) ของเชื้อก่อโรค รวมถึงช่วยคงสภาวะสมดุลของแผ่นคราบจุลินทรีย์ โดยลดจำนวนของแบคทีเรียสเตร็ปโตคอคคัส มิวแตนส์ และเพิ่มจำนวนสเตร็ปโตคอคคัส แซงกิวนิส[13,22-27] และเมื่อใช้ร่วมกับฟลูออไรด์จะช่วยเสริมฤทธิ์ในการป้องกันฟันผุได้ดียิ่งขึ้น[10] โดยสารประกอบอาร์จินีนฟลูออไรด์ยังเป็นแหล่งสะสมช่วยปรับสมดุลเมื่อเกิดการผลิตกรดจากแบคทีเรียในกระบวนการเกิดฟันผุ จากการศึกษาพบว่าการเมทาบอลิซึมอาร์จินีนผ่านอาร์จินีนดีอิมมิเนสซิสเตมช่วยให้ค่าพีเอชของแผ่นคราบจุลินทรีย์ในช่องปากอยู่ในสภาวะสมดุลและช่วยลดความเสี่ยงในการเกิดโรคฟันผุ ดังนั้นเพื่อยืนยันถึงประสิทธิภาพของอาร์จีนีนร่วมกับยาสีฟันฟลูออไรด์ในแง่มุมดังกล่าวด้วยการจำลองรอยโรคฟันผุภายใต้สภาพแวดล้อมที่มีไบโอฟิล์ม (Biofilm-challenged environment) จึงเป็นสิ่งที่น่าสนใจสำหรับการศึกษาต่อไปในอนาคต

โมเดลการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างในการศึกษานี้ปรับเปลี่ยนจากการศึกษาก่อนหน้า[16] ซึ่งจำลองสถานการณ์การแปรงฟัน 2 ครั้งต่อวันและการเกิดการละลายและคืนกลับแร่ธาตุของฟันเสมือนในช่องปาก แม้ว่าในการศึกษานี้พบค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของยาสีฟันกลุ่มที่มีส่วนผสมของโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 จะมีผลลัพธ์ออกมาเป็นค่าลบ โดยเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าร้อยละการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวระดับจุลภาคของกลุ่มน้ำปราศจากประจุจะพบว่า กลุ่มยาสีฟันที่ผสมโซเดียมฟลูออไรด์ร่วมกับอาร์จินีนทั้ง 3 ความเข้มข้นมีค่าเป็นลบน้อยกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งหมายความว่ากลุ่มยาสีฟันที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนทั้ง 3 กลุ่มสามารถต้านการละลายแร่ธาตุในช่วงการจำลองสภาวะการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างได้มากกว่ากลุ่มควบคุม

การศึกษาครั้งนี้ใช้เครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาคในการวัดความแข็งผิวของรากฟันผุ แล้วอนุมานไปถึงการเปลี่ยนแปลงของแร่ธาตุฟัน[28] โดยพื้นผิวฟันที่นุ่มขึ้นเป็นหนึ่งในสัญญาณเริ่มต้นของฟันผุ ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิวของผิวฟันจึงบ่งบอกถึงความลึกและขอบเขตของรอยโรคฟันผุได้ มีหลายการศึกษาใช้การวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคในการบ่งบอกการละลายและการคืนกลับแร่ธาตุของเคลือบฟันและเนื้อฟัน นอกจากนี้ยังพบความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างการวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูปและความลึกของรอยโรคที่ผิวด้านนอก[29,30] แต่อย่างไรก็ตามยังมีเครื่องมือวัดการเปลี่ยนแปลงแร่ธาตุของรอยโรคฟันผุชนิดอื่นที่สามารถวัดได้ละเอียดมากขึ้น เช่น เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี่ (Micro CT) ใช้ในการวัดความความเปลี่ยนแปลงของแร่ธาตุของรอยโรคฟันผุ สามารถบอกความหนาแน่นของแร่ธาตุได้

โดยแสดงออกมาเป็นภาพสองและสามมิติ สามารถมองเห็นทั้งความลึกและความกว้างของรอยโรคอย่างชัดเจน มีขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานไม่ยุ่งยาก และไม่ทำลายชิ้นงาน ทำให้สามารถวัดชิ้นงานซ้ำ ๆ ได้[12] จึงเป็นที่น่าสนใจหากมีการนำเครื่องมือเหล่านี้มาใช้ในการศึกษาวิจัยต่อ ๆ ไป

บทสรุป

ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของฟลูออไรด์ยังคงเป็นมาตรฐานที่ใช้สำหรับป้องกันฟันผุ ซึ่งยาสีฟันโซเดียมฟลูออไรด์ที่มีส่วนผสมของอาร์จินีนสามารถต้านการละลายแร่ธาตุและเกิดการคืนกลับแร่ธาตุในรอยโรคฟันผุบริเวณเนื้อฟันส่วนรากฟันได้ไม่แตกต่างจากยาสีฟันที่ผสมโซเดียมฟลูออไรด์เพียงอย่างเดียว โดยความเข้มข้นของอาร์จินีนความเข้มข้นร้อยละ 2 4 และ 8 มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เอกสารอ้างอิง

1. Marsh PD. Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. ***Adv Dent Res*** 1994;8(2):263-271.

2. Banting DW. Epidemiology of root caries. ***Gerodontology*** 1986; 5(1):5-11.

3. D Y Hu, W Yin, X Li, Y Feng, Y P Zhang, D Cummins, *et al.* A clinical investigation of the efficacy of a dentifrice containing 1.5% arginine and 1450 ppm fluoride, as sodium monofluorophosphate in a calcium base, on primary root caries. ***J Clin Dent*** 2013;24(Spec Iss A):A23-A31.

4. Heijnsbroek M, Paraskevas S, Van der Weijden GA. Fluoride interventions for root caries: a review. ***Oral Health Prev Dent*** 2007; 5(2):145-52.

5. Li J, Huang Z, Mei L, Li G, Li H. Anti-caries effect of arginine-containing formulations *in vivo*: a systematic review and meta-analysis. ***Caries Res*** 2015;49(6):606-17.

6. Liao Y, Brandt BW, Li J, Crielaard W, Van Loveren C, Deng DM. Fluoride resistance in *Streptococcus mutans*: a mini review. ***J Oral Microbiol*** 2017;9(1):1344509.

7. Wong A, Subar PE, Young DA. Dental caries: an update on dental trends and therapy. ***Adv Pediatr*** 2017;64(1):307-30.

8. Wang Y, Li J, Sun W, Li H, Cannon RD, Mei L. Effect of non-fluoride agents on the prevention of dental caries in primary dentition: A systematic review. ***PLoS One*** 2017;12(8):e0182221.

9. Kleinberg I. Effect of urea concentration on human plaque pH levels in situ. ***Arch Oral Biol*** 1967;12(12):1475-84.

10. X Cheng, P Xu, X Zhou, M Deng, L Cheng, M Li, *et al.* Arginine promotes fluoride uptake into artificial carious lesions *in vitro.* ***Aust Dent J*** 2015;60(1):104-11.

11. X Zheng, X Cheng, L Wang, W Qiu, S Wang, Y Zhou, *et al.* Combinatorial effects of arginine and fluoride on oral bacteria. ***J Dent Res*** 2015;94(2):344-53.

12. Bijle MNA, Ekambaram M, Lo EC, Yiu CKY. The combined enamel remineralization potential of arginine and fluoride toothpaste. ***J Dent*** 2018;76:75-82.

13. M L R Souza, J A Cury, L M A Tenuta, Y P Zhang, L R Mateo, D Cummins, *et al.* Comparing the efficacy of a dentifrice containing 1.5% arginine and 1450 ppm fluoride to a dentifrice containing 1450 ppm fluoride alone in the management of primary root caries. ***J Dent*** 2013;41:S35-S41.

14. Miranda ML, Silva BNS, Salomao KB, de Oliveira AB, Gabbai-Armelin PR, Brighenti FL. Effect of arginine on microorganisms involved in dental caries: a systematic literature review of *in vitro* studies. ***Biofouling*** 2020;36(6):696-709.

15. Xie Q, Bedran-Russo AK, Wu CD. *In vitro* remineralization effects of grape seed extract on artificial root caries. ***J Dent*** 2008;36(11):900-6.

16. Velo M, Magalhaes AC, Shiota A, Farha A, Grizzo L, Honório HM, *et al.* Profile of high-fluoride toothpastes combined or not with functionalized tri-calcium phosphate on root dentin caries control: An *in vitro* study. ***Am J Dent*** 2018;31(6):290-6.

17. Marquezan M, Correa FN, Sanabe ME, Filho LR, Hebling J, Guedes-Pinto AC, *et al.* Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. ***Arch Oral Biol*** 2009;54(12):1111-7.

18. Rolla G, Ogaard B, Cruz Rde A. Clinical effect and mechanism of cariostatic action of fluoride-containing toothpastes: a review. ***Int Dent J*** 1991;41(3):171-4.

19. Lynch E, Baysan A. Reversal of primary root caries using a dentifrice with a high fluoride content. ***Caries Res*** 2001;35 Suppl 1:60-4.

20. Ritter AV, Boushell, L. W., Walter, R. . Sturdevant's art and science of operative dentistry. 7th ed. St. Louis: Elsevier; 2019.

21. de Amoedo Campos Velo MM, Agulhari MAS, Rios D, Magalhaes AC, Honorio HM, Wang L. Root caries lesions inhibition and repair using commercial high-fluoride toothpastes with or without tri-calcium phosphate and conventional toothpastes containing or not 1.5% arginine CaCO3: an *in situ* investigation. ***Clin Oral Investig*** 2020; 24(7):2295-304.

22. Kraivaphan P, Amornchat C, Triratana T, Mateo LR, Ellwood R, Cummins D, *et al.* Two-year caries clinical study of the efficacy of novel dentifrices containing 1.5% arginine, an insoluble calcium compound and 1,450 ppm fluoride. ***Caries Res*** 2013;47(6):582-90.

23. Koopman JE, Hoogenkamp MA, Buijs MJ, Brandt BW, Keijser BJF, Crielaard W, *et al.* Changes in the oral ecosystem induced by the use of 8% arginine toothpaste. ***Arch Oral biol*** 2017;73:79-87.

24.Srisilapanan P, Korwanich N, Yin W, Chuensuwonkul C, Mateo LR, Zhang YP, *et al.* Comparison of the efficacy of a dentifrice containing 1.5% arginine and 1450 ppm fluoride to a dentifrice containing 1450 ppm fluoride alone in the management of early coronal caries as assessed using Quantitative Light-induced Fluorescence. ***J Dent*** 2013;41:S29-S34.

25. Yin W, Hu D, Li X, Feng Y, Zhang YP, Cummins D, *et al.* A clinical investigation using quantitative light-induced fluorescence (QLF) of the anticaries efficacy of a dentifrice containing 1.5% arginine and 1450 ppm fluoride as sodium monofluorophosphate. ***J Clin Dent*** 2013;3851:15-22.

26. Zheng X, He J, Wang L, Zhou S, Peng X, Huang S, *et al.* Ecological effect of arginine on oral microbiota. ***Sci Rep*** 2017;7(1):7206.

27. Petersen PE, Hunsrisakhun J, Thearmontree A, Pithpornchaiyakul S, Hintao J, Jürgensen N, *et al.* School-based intervention for improving the oral health of children in southern Thailand. ***Community Dent Health*** 2015;32(1):44-50.

28. Featherstone JD, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. ***Caries Res*** 1983;17(5):385-91.

29. Arends J, Schuthof J, Jongebloed WG. Lesion depth and microhardness indentations on artificial white spot lesions. ***Caries Res*** 1980;14(4):190-95.

30. Pereira PN, Inokoshi S, Yamada T, Tagami J. Microhardness of *in vitro* caries inhibition zone adjacent to conventional and resin-modified glass ionomer cements. ***Dent Mater*** 1998;14(3):179-85.

บทวิทยาการ

การกลับมามีฟันผุในผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบ: การศึกษาย้อนหลัง

Caries Relapse after Dental Treatment under General Anesthesia in Pediatric Patient: A Retrospective Cohort Study

เมธาพร ทรงเวชเกษม[1], จิณห์นิภา โรจน์สวัสดิ์สุข[2], ภัสสร สุนทรพรศิลป์[2], ภูริณัฐ รัตนพันธุ์[2], วิวัฒน์ ลี้ตระกูลนำชัย[3], ศิริพร ส่งศิริประดับบุญ[1]

Methaphon Songvejkasem[1], Jinnipa Rojsawatsuk[2], Patsorn Sunthornpornsin[2], Phurinut Rattanaphun[2], Wiwat Leetrakulnumchai[3], Siriporn Songsiripradubboon[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2]คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[2]Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[3]ศูนย์ทันตกรรม โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ อินเตอร์เนชั่นแนล กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[3]Dental Center, Bumrungrad International Hospital, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอัตราการกลับมามีฟันผุในผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบในช่วงระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษา และวิเคราะห์ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการกลับมามีฟันผุ การศึกษาย้อนหลังครั้งนี้ทำการเก็บข้อมูลจากเวชระเบียนของผู้ป่วยเด็กอายุต่ำกว่า 18 ปีที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมแบบพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบโดยนิสิตหลังปริญญาของภาควิชาทันตกรรมทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ระหว่างปี พ.ศ. 2550 – 2559 แสดงผลข้อมูลด้วยค่าร้อยละและค่าเฉลี่ย วิเคราะห์หาปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการกลับมามีฟันผุด้วยสถิติไคสแควร์และการถดถอยโลจิสติกที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษาพบว่า จากผู้ป่วยที่มีลักษณะตามเกณฑ์คัดเข้า 220 คน มีผู้ป่วยที่มาติดตามการรักษาอย่างน้อย 1 ครั้งในช่วงระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษาเท่ากับ 184 คน (ร้อยละ 83.6) และ 196 คน (ร้อยละ 89.1) ตามลำดับ อัตราการกลับมามีฟันผุที่ระยะเวลา 1 ปีและ 3 ปีภายหลังการรักษาเท่ากับร้อยละ 42 และ 61 ตามลำดับ จากการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัย ไม่พบปัจจัยที่สัมพันธ์กับการเกิดฟันผุในระยะเวลา 1 ปีหลังการรักษา ส่วนการกลับมามีฟันผุในระยะเวลา 3 ปีหลังการรักษานั้นมีความสัมพันธ์กับผู้ป่วยอยู่ในชุดฟันน้ำนมขณะได้รับการรักษา การไม่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา และการมาตรวจติดตามผลการรักษาเฉลี่ยมากกว่า 1 ครั้งต่อปี โดยสรุป อัตราการกลับมามีฟันผุในผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบในช่วงระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษาอยู่ในระดับค่อนข้างสูง ปัจจัยด้านการสอนทันตสุขศึกษาทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษาเป็นปัจจัยสำคัญที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุของเด็กที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบในระยะเวลา 3 ปี

คำสำคัญ: การดมยาสลบ, การศึกษาย้อนหลัง, ฟันผุ, เด็ก

Abstract

The aims of this study were to evaluate caries relapse rates of children who received comprehensive dental treatment under general anesthesia (DGA) at one and three years of follow-up and to investigate factors associating with the relapse rate. This retrospective study obtained data from dental records of pediatric patients under 18 years of age who underwent comprehensive DGA by postgraduate students at the Department of Pediatric Dentistry, Chulalongkorn University between 2007-2016. Frequencies and means were used for data description. Chi-square and logistic regression analysis were used to determine caries relapse predictors at a statistically significant level of 0.05. A total of 220 patients were recruited into the study. During one-year and three-year follow-up periods, 184 (83.6 %) and 196 (89.1 %) children had at least one recall visit, with caries relapse rates of 42 % and 61 %, respectively. According to multivariate analysis, there was no significant relationship between caries relapse one year after treatment and any factor. In three-year follow-up period, caries relapse rate was associated with patients with primary dentition, lack of oral hygiene instruction in any recall visit and having average recall frequency more than once a year. In conclusion, in a one- and three-year follow-up period, caries relapse rates in children who undergone comprehensive DGA were relatively high. Not having oral hygiene instruction in every recall visit was an important factor associated with caries relapse within three years following comprehensive DGA.

Keywords: General anesthesia, Retrospective study, Dental caries, Child

Received Date: May 4, 2021 **Revised Date:** Jun 28, 2021 **Accepted Date:** Oct 17, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.23

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :
ศิริพร ส่งศิริประดับบุญ ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-218-8906 อีเมล: siriporn.son@chula.ac.th
Correspondence to:
Siriporn Songsiripradubboon, Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8906 E-mail: siriporn.son@chula.ac.th

บทนำ

โรคฟันผุในเด็กปฐมวัย (Early childhood caries; ECC) ส่งผลกระทบต่อเด็กและผู้ปกครองในหลายมิติด้วยกัน เด็กที่มีฟันผุอาจมีอาการปวดฟัน ส่งผลให้เคี้ยวอาหารไม่ได้หรือรบกวนการนอนหลับของเด็ก สิ่งเหล่านี้สามารถส่งผลกระทบต่อภาวะโภชนาการ พัฒนาการและการเจริญเติบโตของเด็กได้[1] นอกจากผลกระทบในด้านสุขภาพร่างกายแล้ว โรคฟันผุในเด็กวัยนี้ยังส่งผลกระทบต่อภาวะจิตสังคม (Psychosocial aspect) ของเด็กและผู้ปกครองด้วย เช่น เด็กอาจต้องขาดโรงเรียนบ่อยครั้งเนื่องจากปัญหาสุขภาพช่องปาก ผู้ปกครองต้องลางานเพื่อพาผู้ป่วยเด็กมารับการรักษาทางทันตกรรม ผู้ปกครองมีความเครียดจากภาระค่ารักษา เป็นต้น[2]

แม้ว่าภาพรวมของสถานการณ์ฟันผุในเด็กอายุ 3 ปี และ 5 ปี ของประเทศไทยในช่วงระยะเวลา 10 ปี ที่ผ่านมาจะมีความชุกของโรคลดลงอย่างต่อเนื่อง[3] แต่สัดส่วนของเด็กที่มีฟันผุที่ยังไม่ได้รับการรักษาและค่าเฉลี่ยของจำนวนฟันผุที่ยังไม่ได้รับการรักษายังคงสูงเมื่อเทียบกับกลุ่มอายุอื่น ๆ จากผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากแห่งชาติครั้งที่ 8 ประเทศไทย พ.ศ.2560 พบว่า ร้อยละ 52.0 ของเด็กไทยอายุ 3 ปี และร้อยละ 73.8 ของเด็กไทยอายุ 5 ปี มีฟันผุที่ไม่ได้รับการรักษา โดยมีจำนวนฟันผุที่ยังไม่ได้รับการรักษาเฉลี่ยคิดเป็น 2.7 และ 4.2 ซี่ต่อคนตามลำดับ[3] ข้อมูลดังกล่าวสะท้อนให้เห็นว่าปัญหาประการหนึ่งของทันตสาธารณสุขไทย คือการที่เด็กเล็กที่มีฟันผุเหล่านี้ยังไม่สามารถเข้าถึงบริการทางทันตกรรมได้โดยง่าย

แม้ว่าเด็กส่วนใหญ่สามารถยอมรับการรักษาทางทันตกรรมด้วยการจัดการพฤติกรรมขั้นพื้นฐานได้[4] แต่ในเด็กเล็กที่มีฟันผุรุนแรงอาจมีความจำเป็นต้องได้รับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้

การดมยาสลบ เนื่องจากเด็กในวัยนี้ยังมีความกลัวและความกังวลสูง จึงยังไม่สามารถให้ความร่วมมือในการทำหัตถการที่ซับซ้อน และต้องใช้เวลานานได้ รวมถึงเด็กที่มีความต้องการพิเศษกลุ่มต่าง ๆ ที่อาจมีข้อจำกัดทางด้านสภาวะของโรค ร่างกาย สติปัญญา หรือพัฒนาการทางอารมณ์ ที่ทำให้การรักษาภายใต้การจัดการพฤติกรรมขั้นพื้นฐานอาจไม่เพียงพอต่อการจัดการสภาวะเหล่านั้น เช่น เด็กที่มีภาวะออทิสติก (Autistic) เด็กที่มีโรคหัวใจ เป็นต้น การจัดการพฤติกรรมด้วยวิธีการดมยาสลบจะช่วยขจัดปัญหาด้านพฤติกรรมและความร่วมมือของเด็กออกไป ทันตแพทย์จึงสามารถให้การรักษาทางทันตกรรมที่มีคุณภาพสูงเสร็จสมบูรณ์ได้ทั้งช่องปากภายในครั้งเดียว การรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบช่วยเพิ่มระดับคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยเด็กโรคฟันผุปฐมวัย[5] และผู้ปกครองส่วนใหญ่ยอมรับและมีความพึงพอใจต่อการรักษาด้วยวิธีนี้สูง[6]

อย่างไรก็ตามการดมยาสลบนั้นเป็นกระบวนการที่มีความเสี่ยงที่อาจเป็นอันตรายถึงแก่ชีวิต[7, 8] โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเด็กเล็ก การดมยาสลบเป็นระยะเวลานานหรือการดมยาสลบซ้ำหลายครั้งอาจมีผลกระทบต่อสมองของเด็กที่กำลังอยู่ในระยะพัฒนาได้[9, 10] ข้อจำกัดอีกประการ คือ วิธีนี้จำเป็นต้องใช้สถานที่เฉพาะ เครื่องมือพิเศษ บุคลากรทางการแพทย์จำนวนมากและใช้เวลาต่อการรักษาแต่ละครั้งสูง ทำให้ค่าใช้จ่ายในการรักษาสูงกว่าการรักษาทางทันตกรรมทั่วไปอย่างมาก[11, 12] และการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบอาจไม่คุ้มค่า (cost-effective) เนื่องจากการรักษามีอัตราการล้มเหลวสูง[13]

แม้ว่าการบูรณะฟันภายใต้การดมยาสลบจะให้ผลสำเร็จที่สูง[14] โดยเฉพาะอย่างยิ่งการบูรณะด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิม[15] แต่อัตราการกลับมามีฟันผุ (Caries relapse) ภายหลังการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบนั้นค่อนข้างสูง โดยพบว่าร้อยละ 37 ของผู้ป่วยจะมีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษา 6 เดือน และการกลับมามีฟันผุนั้นไม่ขึ้นกับจำนวนฟันผุและวิธีการบูรณะฟันที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างการรักษาภายใต้การดมยาสลบ[16] ปัจจุบันการศึกษาเรื่องปัจจัยที่มีผลต่อการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจน และการศึกษาส่วนใหญ่เป็นการศึกษาในต่างประเทศที่ติดตามผลในช่วงระยะเวลา 1–2 ปี เท่านั้น[17, 18] บริบทที่แตกต่างกันในแต่ละประเทศอาจทำให้ปัจจัยที่มีผลต่อการกลับมามีฟันผุของผู้ป่วยเด็กแตกต่างกันไป หากสามารถวิเคราะห์หาปัจจัยที่มีผลต่ออัตราการกลับมามีฟันผุของเด็กไทยภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบได้ จะเป็นข้อมูลที่นำไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยรายที่มีโอกาสสูงที่จะกลับมามีฟันผุซ้ำได้ ช่วยให้ทันตแพทย์พิจารณาเลือกวิธีการรักษาที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย รวมถึงนำไปใช้ในการวางมาตรการในการดูแลและการให้ทันตกรรมป้องกันแก่ผู้ป่วยกลุ่มนี้ในระบบบริการสุขภาพได้ การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์อัตราการกลับมามีฟันผุในผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยสลบในช่วงระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษา รวมทั้งวิเคราะห์หาปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการกลับมามีฟันผุที่ระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษา

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการศึกษาย้อนหลัง (Retrospective study) โดยใช้ข้อมูลจากเวชระเบียนผู้ป่วยของคลินิกบัณฑิตศึกษาภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย การศึกษานี้ได้รับการพิจารณาจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการศึกษาวิจัยในมนุษย์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (HREC-DCU 2018-077)

กลุ่มตัวอย่างในการศึกษานี้ คือ ผู้ป่วยทุกรายที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมแบบพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบโดยนิสิตหลังปริญญาของภาควิชาทันตกรรมทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2550 ถึง เดือนธันวาคม พ.ศ. 2559 โดยมีเกณฑ์การคัดเข้า (Inclusion criteria) คือ ผู้ป่วยที่อายุต่ำกว่า 18 ปี ณ วันที่รับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบ เกณฑ์การคัดออก (Exclusion criteria) ได้แก่ ผู้ป่วยที่รับการรักษาที่ไม่ใช่ทันตกรรมพร้อมมูล มีการสูญหายของเวชระเบียนบางส่วนหรือทั้งหมดจนไม่สามารถเก็บข้อมูลได้เพียงพอ

ผู้วิจัยจะทำการเก็บข้อมูลจากแฟ้มประวัติของกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด ข้อมูลที่เก็บบันทึกได้แก่ เพศ อายุ การประเมินสภาวะผู้ป่วยตามแนวทางของสมาคมวิสัญญีแพทย์สหรัฐอเมริกา (ASA classification) โรคประจำตัว วันที่มารับการประเมินก่อนการรักษาภายใต้การดมยาสลบ วันที่ได้รับการรักษาภายใต้การดมยาสลบ วันที่ผู้ป่วยมาติดตามผลการรักษาภายหลังการดมยาสลบ วันและจำนวนครั้งที่มาติดตามผลการรักษาในช่วงระยะเวลา 3 ปีภายหลังจากการรักษาภายใต้การดมยาสลบ ข้อมูลที่เก็บบันทึกจากวันที่รับการรักษาภายใต้การดมยาสลบ ได้แก่ จำนวนและซี่ฟันผุ การรักษาสำหรับฟันแต่ละซี่

ข้อมูลที่เก็บบันทึกจากวันที่มารับการประเมินก่อนการรักษา และวันที่มาติดตามผลการรักษา (Recall visit) ได้แก่ ซี่ฟันที่ผุใหม่ การสอนการดูแลทันตสุขศึกษา การประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุ จำนวนครั้งในการบริโภคอาหารหวานระหว่างมื้อ การเคลือบฟลูออไรด์เฉพาะที่โดยทันตแพทย์ และการใช้ยาสีฟันที่มีส่วนผสมของฟลูออไรด์

ข้อมูลจากทั้งหมดจากเวชระเบียนผู้ป่วยจะถูกบันทึกลงในโปรแกรม Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) ทำการกรอกและทวนซ้ำ 2 รอบ แล้วจึงนำไปวิเคราะห์และประมวลผลทางสถิติด้วยโปรแกรม IBM SPSS Statistics 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) ข้อมูลทั่วไปและข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการรักษาของกลุ่มตัวอย่างที่เป็นข้อมูลแบบกลุ่ม (Categorical data) จะแสดงผลด้วยค่าร้อยละ ข้อมูลอายุดัชนีฟันผุ ถอน อุด (dmft, DMFT) ก่อนการรักษาและชนิดของการรักษาที่ได้รับ จะแสดงผลด้วยค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ข้อมูลอายุจะถูกวิเคราะห์ด้วยสถิติโคลโมโกรอฟ-สเมอร์นอฟ (Kolmogorov-Smirnov test) เพื่อทดสอบการแจกแจงข้อมูลระหว่างกลุ่มที่มีฟันผุใหม่และกลุ่มที่ไม่มีฟันผุใหม่ หากข้อมูลมีการแจกแจงปกติจะทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยอายุและการกลับมามีฟันผุด้วยการทดสอบทีแบบเป็นอิสระต่อกัน (Independent *t*-test) หากข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติจะทำการวิเคราะห์ด้วยการทดสอบแมนวิตนีย์ (Mann Whitney-U test) ที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05 ความสัมพันธ์ระหว่างการกลับมามีฟันผุกับปัจจัยอื่น ๆ ที่ได้จากข้อมูลก่อนการรักษา วันที่รักษา และภายหลังการรักษาจะถูกวิเคราะห์ด้วยการทดสอบไค-สแควร์ (Chi-square test) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ทีละตัวแปร โดยไม่มีการควบคุมตัวแปรอื่นใด หลังจากนั้นจึงนำตัวแปรที่มีค่า p-value≤0.1 ไปวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยด้วยสถิติการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (Logistic regression analysis) และทำการสร้างตัวแบบด้วยวิธีคัดออกคราวละตัวแปร (Backward stepwise) โดยกำหนดให้ตัวแปรที่มีค่า p-value≤0.1 คงอยู่ในตัวแบบสุดท้าย นำเสนอค่า Adjusted OR และช่วงความเชื่อมั่น 95 %CI กำหนดให้ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.05 โดยการศึกษาครั้งนี้จะวิเคราะห์การมีฟันผุเกิดขึ้นใหม่ใน 2 ช่วงเวลา ได้แก่ 1.) การตรวจพบฟันผุใหม่ภายหลังการรักษา 1 ปี นับตั้งแต่การตรวจติดตามครั้งแรกภายหลังการรักษาจนถึงการตรวจติดตามที่ระยะเวลา 12 เดือน หรือน้อยกว่า ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่ได้มาติดตามผลการรักษาที่ระยะเวลา 12 เดือน และ 2.) การตรวจพบฟันผุใหม่ภายหลังการรักษา 3 ปี นับตั้งแต่การตรวจติดตามครั้งแรกภายหลังการรักษาจนถึงการตรวจติดตามที่ระยะเวลา 36 เดือน หรือน้อยกว่า ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่ได้มาติดตามผลการรักษาที่ระยะเวลา 36 เดือน โดยมีรายละเอียดของตัวแปรที่นำมาวิเคราะห์ ดังนี้

1. การได้รับการสอนทันตสุขศึกษา หมายถึง ผู้ป่วยได้รับการย้อมสีคราบจุลินทรีย์ สอนแปรงฟันและใช้ไหมขัดฟันด้วยการฝึกปฏิบัติจริงในช่องปาก

2. ความถี่ในการมาตรวจติดตามผลภายในระยะเวลา 1 ปี หมายถึง จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยมาตามการนัดหมายเพื่อการคงสภาพ ไม่รวมถึงครั้งที่มารักษาทางทันตกรรมหัตถการ

3. ค่าเฉลี่ยความถี่ในการมาตรวจติดตามผลการรักษาต่อปี หมายถึง จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยมาตามการนัดหมายเพื่อการคงสภาพตลอดระยะเวลา 3 ปี หารด้วย 3

4. การได้รับการประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุ หมายถึง ผู้ป่วยได้รับการประเมินความเสี่ยงผ่านแบบฟอร์มที่ประเมินโดยทันตแพทย์ ทำแบบบันทึกการรับประทานอาหารพร้อมรับคำแนะนำ

5. การได้รับการสอนทันตสุขศึกษา หรือ การได้รับการประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุ ในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา หมายถึง การที่ผู้ป่วยได้รับการสอนทันตสุขศึกษา หรือ ได้รับการประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุ ในทุกครั้งที่มาตามการนัดหมายเพื่อการคงสภาพ ไม่รวมถึงครั้งที่มารักษาทางทันตกรรมอื่น ๆ

6. การรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน ที่ระยะเวลาติดตาม 1 ปี หมายถึง ภายในระยะเวลา 1 ปีหลังการรักษา ผู้ป่วยถูกบันทึกว่ามีพฤติกรรมการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน อย่างน้อย 1 ครั้ง

7. การรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน ที่ระยะเวลาติดตาม 3 ปี หมายถึง ภายในระยะเวลา 3 ปีหลังการรักษา จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยถูกบันทึกว่ามีพฤติกรรมการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน มากกว่าครึ่งหนึ่งของจำนวนครั้งทั้งหมดที่บันทึก

ผลการศึกษา

ผู้ป่วยที่มารับการรักษาทางทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบ ที่ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2550 ถึง เดือนธันวาคม พ.ศ. 2559 มีจำนวนทั้งหมด 250 คน มีผู้ป่วยที่ผ่านเกณฑ์การคัดเข้า จำนวน 220 คน คิดเป็นร้อยละ 88 ของผู้ป่วยทั้งหมด ผู้ป่วยที่ผ่านเกณฑ์การคัดเข้ามีอายุตั้งแต่ 1.4-17.4 ปี คิดเป็นอายุเฉลี่ยเท่ากับ 4.7±3.4 ปี และมีค่ามัธยฐานอายุเท่ากับ 3.4 ปี ร้อยละ 77 ของผู้ป่วยอยู่ใน ASA I ผู้ป่วยที่อยู่ใน ASA II และ III มีโรคประจำตัว ได้แก่ ลมชัก กลุ่มอาการดาวน์ สมองพิการ ภาวะออทิสซึม พัฒนาการล่าช้า ภาวะบกพร่องทางสติปัญญา โรคหัวใจพิการแต่กำเนิด และกลุ่มอาการอื่น ๆ ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุด ในผู้ป่วยก่อนเริ่มการรักษาเท่ากับ 14.3±4.5 ซี่ต่อคน โดยส่วนใหญ่เป็นฟันผุที่ไม่ได้รับการรักษา คิดเป็นค่าเฉลี่ยเท่ากับ 13.2±4.6 ซี่ต่อคน

ผู้ป่วยจำนวน 154 คน เข้ารับการตรวจติดตามผลภายใน 2 สัปดาห์หลังการรักษา คิดเป็นร้อยละ 70 ของกลุ่มตัวอย่างทั้งหมดผู้ป่วยจำนวน 184 คน เข้ารับการตรวจติดตามผลอย่างน้อย 1 ครั้ง ในระยะเวลา 1 ปีภายหลังการรักษา คิดเป็นร้อยละ 83.6 ของกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด และมีผู้ป่วยจำนวน 196 คน เข้ารับการตรวจติดตามผลอย่างน้อย 1 ครั้ง ในระยะเวลา 3 ปีภายหลังการรักษา คิดเป็นร้อยละ 89.1 ของกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด โดยเฉลี่ยแล้วผู้ป่วยมาตรวจติดตามผลการรักษา 3.6±1.8 ครั้ง ในระยะเวลา 3 ปีภายหลังการรักษา ผู้ป่วยได้รับการเคลือบฟลูออไรด์เฉพาะที่โดยทันตแพทย์โดยเฉลี่ย 1.07±0.6 ครั้งต่อปี ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยและปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องแสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 *จำนวนผู้ป่วยแยกตามปัจจัยและการรักษาที่ได้รับ*

Table 1 *Number of subjects by factors and treatment received*

	N	(%)
General characteristic, Preoperative and follow-up data	220	
Gender		
Male	144	(65.5)
Female	76	(34.5)
ASA		
ASA I	169	(76.8)
ASA II and III	51	(23.2)
Baseline dmft or DMFT		
<10	38	(17.3)
≥10	182	(82.7)
Dentition		
Primary	179	(81.4)
Mixed or Permanent	41	(18.6)
Preoperative oral hygiene instruction		
Yes	176.0	(80.0)
No	44.0	(20.0)
Preoperative use of fluoridated toothpaste		
Yes	195.0	(88.6)
No	25.0	(11.4)
Postoperative follow-up within 2 weeks		
Yes	194	(70.0)
No	26	(30.0)
1-year follow up factors	184	(83.6)
Recall visits in 1 year		
1-2 times	153.0	(83.2)
>2 times	31.0	(16.8)
Frequency of professional fluoride application in 1 year		
0-1 time	100	(54.3)
≥2 times	84	(45.7)

ตารางที่ 1 *จำนวนผู้ป่วยแยกตามปัจจัยและการรักษาที่ได้รับ (ต่อ.)*

Table 1 *Number of subjects by factors and treatment received (cont.)*

	N	(%)
Oral hygiene instruction in every recall visit in 1 year		
Yes	151	(82.1)
No	33	(17.9)
Caries risk assessment in every recall visit in 1 year		
Yes	48	(26.1)
No	136	(73.9)
Frequency of consuming between meal sugary snacks and beverage	85	
0-2x/day in every assessment in 1 year	50	(58.8)
>2x/day in at least one assessment iin 1 year	35	(41.2)
3-year follow up factors	196	(89.1)
Average recall visits per year		
≤ once a year	90	(45.9)
> once a year	106	(54.1)
Frequency of professional fluoride application in 3 years		
<2 times a year	175	(89.3)
≥2 times a year	21	(10.7)
Oral hygiene instruction in every recall visit in 3 years		
Yes	117	(59.7)
No	79	(40.3)
Caries risk assessment in every recall visit in 3 years		
Yes	33	(16.8)
No	163	(83.2)
Frequency of consuming between meal sugary snacks and beverage	136	
>2x/day in ≤ half of assessments within 3 years	98	(72.1)
>2x/day in > half of assessments within 3 years	38	(27.9)
Treatment received		
Fillings	184	
0-5 teeth	118	(64.1)
6-10 teeth	55	(29.9)
11-15 teeth	11	(6.0)
Pulpotomy	73	
0-5 teeth	73	(100.0)

ตารางที่ 1 *จำนวนผู้ป่วยแยกตามปัจจัยและการรักษาที่ได้รับ (ต่อ.)*

Table 1 *Number of subjects by factors and treatment received (cont.)*

	N	(%)
Pulpectomy	97	
0-5 teeth	94	(96.9)
6-10 teeth	2	(2.1)
11-15 teeth	1	(1.0)
Stainless steel crowns and strip crowns	191	
0-5 teeth	103	(53.9)
6-10 teeth	74	(38.7)
11-15 teeth	14	(7.3)
Extraction	168	
0-5 teeth	104	(61.9)
6-10 teeth	37	(22.0)
11-15 teeth	18	(10.7)
16-20 teeth	9	(5.4)

ความถี่ของการรักษาแต่ละชนิดแสดงดังตารางที่ 1 โดยเฉลี่ยแล้วผู้ป่วยแต่ละรายได้รับการอุดฟัน ครอบฟันน้ำนม พัลโพโตมี พัลเพคโตมี และถอนฟัน จำนวน 4.2±3.3 4.9±3.3 0.5±0.9 1.0±1.6 5.8±4.4 ซี่ต่อคน ตามลำดับ

การติดตามผลที่ระยะเวลา 1 ปีภายหลังการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบ

ภายหลังการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบ 1 ปี มีผู้ป่วยจำนวน 78 คนที่กลับมามีฟันผุ คิดเป็นร้อยละ 42 ของผู้ป่วยทั้งหมด 184 คนที่มาติดตามการรักษาใน 1 ปี ในจำนวนนี้มีผู้ป่วยเพียง 85 คน ที่มีการบันทึกความถี่ในการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้ออาหาร และมีผู้ป่วยจำนวน 40 คน หรือคิดเป็นร้อยละ 47 ของผู้ป่วยกลุ่มนี้ที่กลับมามีฟันผุใน 1 ปี ผู้ป่วยที่ไม่มีฟันผุภายหลังการรักษามีอายุเฉลี่ย 4.8±3.5 ปี และผู้ป่วยที่มีฟันผุภายหลังการรักษา มีอายุเฉลี่ย 3.5±1.6 ปี ซึ่งไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การศึกษาครั้งนี้พิจารณาใช้กลุ่มตัวอย่างจำนวน 85 คนนี้เป็นตัวแทนในการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี ทั้งแบบคราวละปัจจัยและพหุปัจจัย ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 *ปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุหลังการรักษา 1 ปีตามการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (กลุ่มตัวอย่าง=85 คน)*

Table 2 *Factors associated with caries relapse following DGA in 1 year according to logistic regression analysis (N=85)*

	N	Relapse (%)	Crude OR (95% CI)	*p*-value	Adjusted OR (95% CI)	*p*-value
Age				0.05		
Gender						
Male	54	26 (48.2)	1.12 (0.47-2.70)			
Female	31	14 (45.2)	1	0.79		
ASA						
ASA I	71	37 (52.1)	4.00 (1.02 -16.67)		3.43 (0.86-13.66)	
ASA II and III	14	3 (21.4)	1	0.04*	1	0.08

ตารางที่ 2 *ปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุหลังการรักษา 1 ปีตามการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (กลุ่มตัวอย่าง=85 คน) (ต่อ.)*

Table 2 *Factors associated with caries relapse following DGA in 1 year according to logistic regression analysis (N=85) (cont.)*

	N	Relapse (%)	Crude OR (95% CI)	*p*-value	Adjusted OR (95% CI)	*p*-value
Baseline dmft or DMFT						
<10	15	4 (26.7)	1			
≥10	70	36 (51.4)	2.91 (0.85-10.03)	0.08		
Dentition						
Primary	72	37 (51.4)	3.57 (0.89-14.29)			
Mixed or Permanent	13	3 (23.1)	1	0.06		
Preoperative oral hygiene instruction						
Yes	73	35 (48.0)	1.28 (0.37-4.35)			
No	12	5 (41.7)	1	0.69		
Preoperative use of fluoridated toothpaste						
Yes	76	37 (48.7)	1.89 (0.44-8.33)			
No	9	3 (33.3)	1	0.38		
Postoperative follow-up within 2 weeks						
Yes	64	29 (45.3)	1			
No	21	11 (52.4)	1.33 (0.49-3.57)	0.57		
Recall visits in 1 year						
1-2 times	64	28 (43.8)	1			
>2 times	21	12 (57.1)	1.71 (0.63-4.64)	0.29		
Frequency of professional fluoride application in 1 years						
0-1 time	34	14 (41.2)	1			
≥2 times	51	26 (51.0)	1.49 (0.62-3.57)	0.38		
Oral hygiene instruction in every recall visit in 1 years						
Yes	74	34 (46.0)	1			
No	11	6 (54.6)	1.41 (0.40-5.04)	0.59		
Caries risk assessment in every recall visit in 1 years						
Yes	48	19 (39.6)	1			
No	37	21 (56.8)	2.00 (0.84-4.78)	0.12		
Frequency of consuming between meal sugary snacks and beverage						
0-2x/day in every assessment in 1 year	50	19 (38.0)	1		1	
>2x /day in at least one assessment in 1 year	35	21 (60.0)	2.45 (1.01-5.93)	0.046*	2.17 (0.88-5.36)	0.10

**Statistical significance p-value < 0.05*

จากการวิเคราะห์แบบคราวละปัจจัยโดยไม่มีการควบคุม พบว่า การมีสุขภาพร่างกายอยู่ใน ASA I และการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งวัน เป็นปัจจัยทำนายการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี ส่วนปัจจัยอื่น ๆ ได้แก่ อายุ ดัชนีฟันผุ ถอน อุดก่อนการรักษา ชุดฟัน การได้รับการสอนทันตสุขศึกษาก่อนเข้ารับการรักษา การใช้ฟลูออไรด์เฉพาะที่ การมาตรวจติดตามผลหลังการรักษาที่ระยะเวลา 2 สัปดาห์ จำนวนครั้งที่มาติดตามผลการรักษารวมถึงการสอนทันตสุขศึกษาและการประเมินความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุใน 1 ปี ไม่มีความสัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี

เมื่อทำการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยด้วยการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติกแบบมีการควบคุม พบว่าผู้ป่วยที่รับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวันจะมีแนวโน้มมีฟันผุใหม่เป็น 2 เท่าของผู้ที่ได้รับการประเมินในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา (OR = 2.17, 95% CI 0.88-5.36) และผู้ป่วยที่สุขภาพร่างกายอยู่ใน ASA I มีแนวโน้มมีฟันผุใหม่ประมาณ 3 เท่าของผู้ป่วย ASA II และ III (OR = 3.43, 95% CI 0.86-13.66) อย่างไรก็ตามไม่พบความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างปัจจัยทั้งสองกับการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี

การติดตามผลที่ระยะเวลา 3 ปีภายหลังการรักษาทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบ

ภายหลังการรักษา 3 ปี มีผู้ป่วยที่กลับมามีฟันผุ จำนวน 120 คน คิดเป็นร้อยละ 61 ของผู้ป่วยที่มาติดตามการรักษาภายในระยะเวลา 3 ปี ผู้ป่วยที่ไม่มีฟันผุภายหลังการรักษามีอายุเฉลี่ย 5.3±3.9 ปี และผู้ป่วยที่มีฟันผุภายหลังการรักษา มีอายุเฉลี่ย 4.1±2.8 ปี ซึ่งแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=0.02) ผลของปัจจัยต่าง ๆ ต่อการกลับมามีฟันผุหลังการรักษา 3 ปีแสดงไว้ในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 *ปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุหลังการรักษา 3 ปีตามการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (กลุ่มตัวอย่าง=196 คน)*

Table 3 *Factors associated with caries relapse following DGA in 3 years according to logistic regression analysis (N=196)*

	N	Relapse (%)	Crude OR (95% CI)	*p*-value	Adjusted OR (95% CI)	*p*-value
Age			0.90 (0.82-0.98)	0.02*		
Gender						
Male	126	73 (57.9)	1			
Female	70	47 (67.1)	1.48 (0.81-2.73)	0.21		
ASA						
ASA I	154	98 (63.6)	1.59 (0.80-3.17)			
ASA II and III	42	22 (52.4)	1	0.19		
Baseline dmft or DMFT						
<10	35	16 (45.7)	1		1	
≥10	161	104 (64.6)	2.17 (1.04-4.54)	0.04*	2.15 (0.92-5.01)	0.08
Dentition						
Primary	161	106 (65.8)	2.89 (1.37-6.12)			
Mixed or Permanent	35	14 (40.0)	1	0.004*	3.90 (1.63-9.37)	
Preoperative oral hygiene instruction					1	0.002*
Yes	159	97 (61.0)	1			
No	37	23 (62.2)	1.05 (0.50-2.19)	0.90		
Preoperative use of fluoridated toothpaste						
Yes	174	104 (59.8)	1			
No	22	16 (72.7)	1.80 (0.67-4.81)	0.24		
Postoperative follow-up within 2 weeks						
Yes	141	85 (60.3)	1			
No	55	35 (63.6)	1.15 (0.61-2.20)	0.67		
Average recall visit per year						
≤ once a year	90	44 (48.9)	1		1	
> once a year	106	76 (71.7)	2.65 (1.47-4.78)	0.001*	3.20 (1.66-6.15)	<0.001*
Frequency of professional fluoride application in 3 years						
<2 times per year	175	106 (60.6)	1	0.59		
≥2 times per year	21	14 (66.7)	1.30 (0.65-3.39)			

ตารางที่ 3 *ปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุหลังการรักษา 3 ปีตามการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (กลุ่มตัวอย่าง=196 คน) (ต่อ.)*

Table 3 *Factors associated with caries relapse following DGA in 3 years according to logistic regression analysis (N=196) (cont.)*

	N	Relapse (%)	Crude OR (95% CI)	*p*-value	Adjusted OR (95% CI)	*p*-value
Oral hygiene instruction in every recall visit in 3 years						
Yes	117	63 (53.8)	1		1	
No	79	57 (72.2)	2.22 (1.21-4.09)	0.01*	2.62 (1.35-5.20)	0.006*
Caries risk assessment in every recall visit in 3 years						
Yes	33	14 (42.4)	1			
No	163	107 (65.0)	2.52 (1.18-5.41)	0.02*		
Frequency of consuming between meal sugary snacks and beverage†						
>2x/day in ≤ half of assessments within 3 years	98	57 (58.2)	1			
>2x/day in > half of recall assessments within 3 years	38	27 (71.1)	1.77 (0.77-3.96)	0.17		

*† Except frequency of consuming between meal sugary snacks and beverage factor; N=136, *statistical significance p-value < 0.05*

จากการวิเคราะห์คราวละปัจจัย พบว่า อายุ ดัชนีฟันผุถอน อุดก่อนการรักษา ชุดฟันขณะที่ได้รับการรักษา ค่าเฉลี่ยความถี่ในการมาตรวจติดตามผลการรักษาต่อปี การได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา และการได้รับการประเมินความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุเป็นปัจจัยทำนายการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาในช่วงระยะเวลา 3 ปี ในขณะที่สุขภาพร่างกาย การได้รับการสอนทันตสุขศึกษาก่อนเข้ารับการรักษา การใช้ฟลูออไรด์เฉพาะที่ การมาตรวจติดตามผลหลังการรักษาที่ระยะเวลา 2 สัปดาห์ และการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวันไม่มีความสัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี

จากการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยด้วยการวิเคราะห์การถดถอยโลจิสติคแบบควบคุมปัจจัย พบว่าผู้ป่วยที่อยู่ในชุดฟันน้ำนมมีโอกาสมีฟันผุใหม่ประมาณ 4 เท่าของผู้ป่วยที่อยู่ในชุดฟันผสมและฟันแท้ (OR = 3.90, 95% CI 1.63-9.37) ผู้ที่ไม่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา จะมีโอกาสมีฟันผุใหม่ประมาณ 3 เท่า ของผู้ที่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา (OR = 2.62, 95% CI 1.35-5.20) และผู้ที่มาตรวจติดตามผลการรักษาเฉลี่ยมากกว่า 1 ครั้งต่อปี มีโอกาสมีฟันผุใหม่ประมาณ 3 เท่าของผู้ที่มาตรวจติดตามผลการรักษาน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1 ครั้งต่อปี (OR = 3.20, 95% CI 1.66-6.15)

บทวิจารณ์

การรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบเป็นวิธีหนึ่งที่ถูกนำมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยโรคฟันผุในเด็กปฐมวัย เนื่องจากผู้ป่วยกลุ่มนี้มีฟันที่ต้องได้รับการรักษาเป็นจำนวนมาก และผู้ป่วยมีอายุน้อยจึงมักมีปัญหาทางด้านพฤติกรรมที่ทำให้ไม่สามารถรักษาทางทันตกรรมด้วยวิธีปกติได้ รวมทั้งผู้ป่วยเด็กที่มีความต้องการพิเศษ เช่น ผู้ป่วยที่มีโรคทางระบบที่มีความจำเป็นเร่งด่วนในการรักษาทางทันตกรรม ผู้ป่วยที่มีปัญหาทางด้านพัฒนาการและการสื่อสาร เป็นต้น ในประเทศไทยไม่มีรายงานข้อมูลเกี่ยวกับปริมาณความต้องการและอัตราการให้บริการการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบสำหรับผู้ป่วยเด็ก อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาในประเทศต่าง ๆ ทั่วโลก พบว่าการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบในประชากรเด็กมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นในช่วงทศวรรษที่ผ่านมา[19,20] การศึกษาเกี่ยวกับทัศนคติของผู้ปกครองที่มีต่อวิธีการจัดการพฤติกรรมผู้ป่วยเด็กที่ทันตแพทย์ใช้ในการรักษาทางทันตกรรมในช่วงเวลาที่ผ่านมาพบว่า ผู้ปกครองมีแนวโน้มที่จะยอมรับการจัดการพฤติกรรมด้วยการรักษาภายใต้การดมยาสลบเพิ่มมากขึ้นกว่าในอดีต[21] แม้ในบางการศึกษาพบว่าผู้ปกครองยอมรับการรักษาภายใต้การดมยาสลบได้น้อย แต่ผู้ปกครองก็ไม่ต้องการให้ใช้การจัดการพฤติกรรมด้วยวิธีที่รุนแรง เช่น การห่อตัวให้อยู่นิ่ง (Physical restraint) การใช้มือปิดปาก (Hand-over-mouth technique) เช่นกัน[22] และบ่อยครั้งที่ผู้ปกครองคาดหวังถึงพฤติกรรมและความร่วมมือของผู้ป่วยเด็กในขณะทำฟันสูงเกินกว่าความเป็นจริง[23] ด้วยเหตุนี้ในปัจจุบันทันตแพทย์จึงมีโอกาสเผชิญกับสถานการณ์ที่ยุ่งยากในการจัดการพฤติกรรมผู้ป่วยเด็กในคลินิกทันตกรรมมากขึ้น รวมถึงในกรณีของผู้ป่วยเด็กที่มีความต้องการพิเศษซึ่งปัจจุบันมีแนวโน้มจะมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น โดยรายงานในต่างประเทศพบว่าความชุกของเด็กที่มีความต้องการพิเศษอยู่ที่ประมาณร้อยละ 13-18 ของประชากร[24] การรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบจึงเข้ามามีบทบาทในการดูแลรักษาผู้ป่วยเด็กสูงขึ้นกว่าในอดีต

การประเมินความสำเร็จในการรักษาทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบในผู้ป่วยเด็กนั้นมีการศึกษาในหลายแง่มุมด้วยกัน

ได้แก่ 1.) การประเมินอัตราการกลับมารักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบซ้ำ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าอัตราการกลับมาดมยาสลบซ้ำนั้นอยู่ในช่วงตั้งแต่ร้อยละ 0.61 – 11[25,26] โดยปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการกลับมาดมยาสลบซ้ำ คือ การที่ผู้มีป่วยมีโรคประจำตัวหรืออยู่ใน ASA II และ III[27] 2.) การศึกษาในแง่ความสำเร็จของการบูรณะรักษาด้วยวัสดุและวิธีต่างๆ ภายใต้การดมยาสลบ การศึกษาส่วนใหญ่พบว่าการบูรณะรักษาภายใต้การดมยาสลบมีอัตราความสำเร็จที่สูง โดยเฉพาะอย่างยิ่งการบูรณะด้วยครอบฟันโลหะไร้สนิมที่มีร้อยละความสำเร็จอยู่ที่ 90-97[15] และ 3.) การประเมินความสำเร็จจากอัตราการกลับมามีรอยผุใหม่ภายหลังจากที่ผู้ป่วยได้รับการรักษาทางทันตกรรมพร้อมมูลเสร็จสิ้นภายใต้การดมยาสลบเช่นเดียวกับการศึกษาในครั้งนี้ การศึกษาที่ผ่านมาจำนวนหลายการศึกษาพบว่าผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบมีอัตราการกลับมามีฟันผุใหม่ที่ค่อนข้างสูงโดยพบอัตราการกลับมามีฟันผุ ร้อยละ 19 - 80 ที่ระยะเวลา 1 ปี[17,28] ร้อยละ 37-91 ที่ระยะเวลา 2 ปี[17,29] มีเพียงการศึกษาของ Amin และคณะ ที่พบอัตราการกลับมาผุใหม่ที่ต่ำมาก คือ ร้อยละ 22 ที่ระยะเวลา 3 ปี[27] อย่างไรก็ตาม ไม่มีรายงานการศึกษาอื่น ๆ ที่ติดตามผลการรักษาที่ 3 ปี การศึกษาในครั้งนี้พบอัตราการกลับมามีฟันผุเท่ากับ ร้อยละ 42 และ 61 ที่ระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปี ตามลำดับ อัตราการกลับมามีฟันผุที่แตกต่างกันไปในแต่ละการศึกษานั้น อาจเนื่องมาจากเกณฑ์การวินิจฉัยรอยโรคฟันผุใหม่ที่แตกต่างกัน บางการศึกษานับรวมรอยผุที่เกิดขึ้นใหม่ที่ยังไม่เป็นรู ในขณะที่บางการศึกษานับเฉพาะรอยผุที่เป็นรูเท่านั้น หรือบางการศึกษานับรอยผุใหม่เฉพาะที่เกิดขึ้นบนผิวฟันที่ไม่เคยได้รับการบูรณะเท่านั้น[30] จึงอาจพบอัตราการกลับมาผุใหม่น้อยกว่าการศึกษาที่นับรวมการผุตามขอบของวัสดุบูรณะด้วย รวมถึงอาจมีสาเหตุมาจากความแตกต่างของประชากรที่ศึกษา เช่น กลุ่มอายุและสุขภาพร่างกายของกลุ่มตัวอย่าง บางการศึกษาเจาะจงเฉพาะกลุ่มเด็กโรคฟันผุปฐมวัย ตัวอย่างจึงจำกัดที่กลุ่มอายุต่ำกว่า 6 ปี และจำกัดเฉพาะผู้ที่มีสุขภาพร่างกายแข็งแรงเท่านั้น ในขณะที่บางการศึกษาทำในประชากรเด็กทั้งหมด เช่นในการศึกษาครั้งนี้ซึ่งมีกลุ่มตัวอย่างตั้งแต่อายุ 1-18 ปี โดยกลุ่มผู้ป่วยเด็กโตที่อยู่ในชุดฟันผสมหรือฟันแท้นั้นส่วนใหญ่จะเข้าเกณฑ์การรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบจากการที่เป็นผู้ที่มีความต้องการพิเศษ แตกต่างจากกลุ่มผู้ป่วยเด็กเล็กที่เหตุผลในการรักษาด้วยการดมยาสลบ คือปัญหาความร่วมมือในการทำฟันร่วมกับการมีโรคฟันผุที่รุนแรง กลุ่มเด็กเล็กจึงมีแนวโน้มมีฟันผุเริ่มต้นสูงและอาจมีความเสี่ยงในการเกิดฟันผุใหม่ซ้ำสูงกว่ากลุ่มเด็กโต ดังเช่นที่พบในการศึกษาครั้งนี้ที่กลุ่มเด็กเล็กชุดฟันน้ำนม มีค่าเฉลี่ยดัชนีผุถอน อุด เริ่มต้น เท่ากับ 14.7 ± 4.04 และมีสัดส่วนของผู้ที่มีค่าดัชนีมากกว่า 10 ถึงร้อยละ 87.2 ในขณะที่กลุ่มเด็กโตชุดฟันผสมหรือฟันแท้ มีค่าเฉลี่ยดัชนีผุ ถอน อุด เริ่มต้น เท่ากับ 12.3 ± 5.09 และมีสัดส่วนของผู้ที่มีค่าดัชนีมากกว่า 10 ร้อยละ 63.4 นอกจากนี้ชนิดและปริมาณของการรักษาทางทันตกรรมก็อาจเป็นปัจจัยที่ส่งผลต่ออัตราการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาได้ เช่น กรณีที่หัตถการที่ให้คือการถอนฟันและใส่ครอบฟันเหล็กไร้สนิมเป็นส่วนใหญ่ ผู้ป่วยจะมีจำนวนผิวฟันที่อาจกลับมามีฟันผุใหม่น้อยกว่ากรณีที่บูรณะด้วยการอุดฟันจำนวนมาก รวมถึงปัจจัยด้านความร่วมมือในการดูแลรักษาสุขภาพช่องปากภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบของเด็กและผู้ปกครองย่อมมีผลสำคัญต่อการกลับมามีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษา

จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า ปัจจัยที่มีรายงานว่ามีผลต่อการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาภายใต้การดมยาสลบ ได้แก่ ผู้ป่วยมีประวัติเคยรับการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบมาก่อน[31] มีสุขภาพร่างกายอยู่ในระดับ ASA II ขึ้นไป[27,32] ผู้ป่วยที่ยังอยู่ในระยะฟันน้ำนมขึ้นไม่ครบ 20 ซี่[27] จำนวนเครื่องมือกันที่ที่ใส่[15] การที่ผู้ป่วยไม่มาตามนัดติดตามผลการรักษาครั้งแรกหรือมาติดตามผลการรักษาครั้งแรกในเวลาที่ช้า รวมถึงจำนวนครั้งที่ผู้ป่วยมาติดตามผลการรักษา[17, 29]

การศึกษาครั้งนี้มุ่งศึกษาปัจจัยที่สามารถปรับเปลี่ยนได้ในระดับตัวบุคคล ไม่ว่าจะเป็นการปรับเปลี่ยนโดยตัวผู้ปกครองและผู้ป่วย ได้แก่ การรับประทานอาหารว่างที่มีน้ำตาลระหว่างมื้อ การใช้ยาสีฟันฟลูออไรด์ การมาติดตามผลการรักษา หรือปัจจัยที่ทันตแพทย์ผู้ให้การรักษาสามารถปรับเปลี่ยนได้ ได้แก่ การสอนทันตสุขศึกษา การทำแบบประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุ การเคลือบฟลูออไรด์ โดยวิเคราะห์การกลับมามีรอยผุใหม่ที่ 2 ช่วงเวลา ได้แก่ ระยะสั้น ช่วง 1 ปีแรกภายหลังการรักษา ซึ่งการมีรอยผุเกิดขึ้นใหม่ในช่วงเวลานี้จะส่งผลให้เกิดความยุ่งยากซับซ้อนในการรักษาอย่างมากเนื่องจากผู้ป่วยจะยังคงอยู่ในวัยที่ใกล้เคียงกับช่วงก่อนการรักษา จึงมีแนวโน้มที่จะไม่สามารถให้ความร่วมมือในการรักษาด้วยวิธีปกติได้ และระยะยาว ช่วง 3 ปีภายหลังการรักษา ซึ่งจะช่วยแสดงให้เห็นถึงปัจจัยที่มีผลต่อการคงสภาพการปราศจากฟันผุภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบได้อย่างชัดเจน

การได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษาเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการกลับมามีฟันผุใหม่ในช่วงระยะเวลา 3 ปีภายหลังการรักษา ผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าผู้ที่ไม่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษา จะมีโอกาสกลับมามีฟันผุใหม่ประมาณ 3 เท่าของผู้ที่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษา

ทุกครั้ง แสดงให้เห็นถึงความสำคัญของการสอนทันตสุขศึกษาด้วยวิธีให้ผู้ปกครองลงมือปฏิบัติจริง โดยทันตแพทย์จะใช้สีย้อมคราบจุลินทรีย์เพื่อให้เห็นชัดแล้วให้ผู้ปกครองแปรงฟันให้ผู้ป่วยเด็กด้วยตนเอง เป็นการฝึกทักษะให้กับผู้ปกครองในทุกครั้งที่มาตรวจติดตาม สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่าการสอนแปรงฟันโดยให้ผู้ปกครองฝึกปฏิบัตินั้นมีผลช่วยลดอัตราผุ ถอน อุด ในเด็กได้[33] และการสอนทันตสุขศึกษาซ้ำจะให้ผลดีกว่าการสอนเพียงครั้งเดียว[34]

ผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าผู้ป่วยที่อยู่ในชุดฟันน้ำนมมีโอกาสกลับมามีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบสูงกว่าผู้ป่วยที่อยู่ในชุดฟันแท้หรือชุดฟันผสมประมาณ 4 เท่า สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาที่พบว่าผู้ป่วยในชุดฟันน้ำนมที่ฟันยังขึ้นไม่ครบ 20 ซี่ จะมีโอกาสกลับมามีฟันผุใหม่สูงกว่าผู้ป่วยที่อยู่ในชุดฟันน้ำนมหรือชุดฟันผสม ปัจจัยด้านชุดฟันนั้นมีความสัมพันธ์และสะท้อนถึงอายุของผู้ป่วย อย่างไรก็ตามจากผลการวิเคราะห์ทีละปัจจัยพบว่าชุดฟันเป็นปัจจัยทำนายที่ดีกว่าอายุของผู้ป่วย รวมทั้งชุดฟันเป็นปัจจัยที่ถูกรายงานว่าสัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุชัดเจนกว่าปัจจัยด้านอายุ[27] ดังนั้นในการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยจึงนำปัจจัยด้านอายุออกจากการวิเคราะห์ เพื่อให้ได้สมการที่มีความเหมาะสมที่สุด

ปัจจัยเรื่องความถี่ในการมาตรวจติดตามภายหลังการรักษานั้น Amin และคณะในปี ค.ศ.2015 พบว่าจำนวนครั้งในการมาตรวจติดตามภายหลังการรักษาสัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุใหม่อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[27] เช่นเดียวกับผลการศึกษาครั้งนี้ที่พบว่าผู้ที่มาตรวจติดตามผลการรักษาเฉลี่ยมากกว่า 1 ครั้งต่อปี มีโอกาสมีฟันผุใหม่ในช่วงระยะเวลา 3 ปี สูงกว่าผู้ป่วยที่มาตรวจติดตามผลการรักษาน้อยกว่า ที่เป็นเช่นนี้อาจเป็นเพราะความถี่ในการมาตรวจติดตามนั้นนอกจากจะขึ้นกับความสนใจของผู้ปกครองแล้ว ยังขึ้นกับดุลยพินิจของทันตแพทย์ในการนัดหมายด้วย ผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงในการเกิดฟันผุสูง ทันตแพทย์จะนัดหมายให้กลับมาตรวจติดตามด้วยความถี่ที่สูงกว่าผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงในการเกิดฟันผุต่ำ อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่แบ่งกลุ่มตัวอย่างตามระดับของความร่วมมือในการมาตามนัดหมายเพื่อตรวจติดตามและคงสภาพภายหลังการรักษา โดยพิจารณาจากจำนวนครั้งที่ไม่มาตามนัดหมาย พบว่า กลุ่มที่ไม่ให้ความร่วมมือในการมาตามนัดตรวจติดตามจะมีอัตราการกลับมามีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษาที่สูงกว่า[17]

สำหรับในช่วงระยะเวลา 1 ปีภายหลังการรักษานั้นจากการวิเคราะห์ทีละปัจจัยพบว่าการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน เป็นปัจจัยทำนายการกลับมามีฟันผุ สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาที่พบว่า ความถี่ของการรับประทานอาหารและ/หรือเครื่องดื่มที่มีน้ำตาลนอกมื้ออาหารหลักนั้นมีผลต่อการเกิดฟันผุ[35] และเด็กที่รับประทานอาหารว่างที่มีน้ำตาลมากกว่า 2 ครั้งต่อวัน จะมีโอกาสเป็นโรคฟันผุปฐมวัยสูงกว่าเด็กที่รับประทานอาหารว่างที่มีน้ำตาล 1-2 ครั้งต่อวัน หรือไม่ได้รับประทานเลย ปัจจัยดังกล่าวจึงมักถูกนำมาใช้ในการประเมินความเสี่ยงของการเกิดฟันผุในเด็ก[36] การประเมินความเสี่ยงของการเกิดฟันผุนั้นเป็นกระบวนการที่จะช่วยค้นหาปัจจัยเสี่ยงในการเกิดฟันผุของผู้ป่วยแต่ละคนโดยเฉพาะ เพื่อนำไปสู่การให้คำแนะนำหรือให้วิธีป้องกันการเกิดฟันผุใหม่ในอนาคตที่เหมาะสมเฉพาะบุคคล[36] การศึกษาเกี่ยวกับการประเมินความเสี่ยงของการเกิดฟันผุส่วนใหญ่จึงเป็นการศึกษาในแง่อำนาจการทำนายของแบบประเมินที่ใช้ โดยไม่มีการศึกษาใดที่กล่าวถึงผลต่อการช่วยลดอัตราการเกิดฟันผุ แม้ว่าการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยจะไม่พบว่าการประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุสัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุทั้งที่ระยะเวลา 1 และ 3 ปี แต่การวิเคราะห์ทีละปัจจัยพบว่าที่ระยะเวลา 3 ปี ผู้ป่วยที่ได้รับการประเมินความเสี่ยงในการเกิดฟันผุในทุกครั้งที่มาติดตามผลการรักษาจะมีอัตราการกลับมามีฟันผุน้อยกว่าผู้ที่ไม่ได้รับการประเมินทุกครั้ง อาจเนื่องมาจากกระบวนการประเมินความเสี่ยงที่ทำในการศึกษาครั้งนี้ เป็นการประเมินโดยใช้แบบประเมินร่วมกับการสัมภาษณ์ผู้ปกครองถึงพฤติกรรมต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับสุขภาพช่องปาก ค้นหาปัจจัยเสี่ยงร่วมกัน และให้คำแนะนำที่เหมาะสมเป็นรายบุคคล การติดตามการเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมต่าง ๆ และช่วยดัดแปลงวิธีการให้เหมาะสมอย่างต่อเนื่องสม่ำเสมอ เป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยให้งานทันตกรรมป้องกันมีประสิทธิภาพ[37]

การศึกษาครั้งนี้พบว่าการมีโรคประจำตัวหรือเป็นเด็กที่มีความต้องการพิเศษไม่เป็นปัจจัยที่เพิ่มความเสี่ยงต่อการกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบ ในทางตรงข้ามการศึกษานี้พบว่า ผู้ป่วยที่มีสุขภาพร่างกายแข็งแรงหรืออยู่ใน ASA I มีแนวโน้มมีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษาสูงกว่าผู้ป่วยที่อยู่ใน ASA II และ III ซึ่งแตกต่างกับการศึกษาที่ผ่านมาซึ่งศึกษาในผู้ป่วยเด็กอายุไม่เกิน 6 ปี ที่พบว่าผู้ป่วยที่อยู่ใน ASA II มีโอกาสกลับมามีฟันผุภายหลังการรักษาที่ระยะเวลา 3 ปี สูงกว่าผู้ป่วยที่อยู่ใน ASA I โดยคณะผู้วิจัยได้ให้คำอธิบายว่าเด็กที่มีโรคประจำตัวนั้นอาจรับประทานยาที่มีน้ำตาลสูงบ่อยครั้ง และยาอาจมีผลต่อการหลั่งของน้ำลายทำให้เสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง[27] อย่างไรก็ตามผลการศึกษาที่แตกต่างกันอาจอธิบายได้จากกลุ่มประชากรที่แตกต่างกัน โดยการศึกษาครั้งนี้มีผู้ป่วยที่อายุมากกว่า 6 ปี และผู้ป่วยที่อยู่ใน ASA III รวมอยู่ด้วย ซึ่งเด็กกลุ่มนี้อาจจะได้รับความสนใจและการเลี้ยงดูอย่างใกล้ชิดจากผู้ปกครองมากกว่า

เด็กทั่วไป การแปรงฟันและการเลือกรับประทานอาหารของเด็กกลุ่มนี้จะขึ้นกับผู้ปกครองเป็นหลัก ในขณะที่เด็กทั่วไปอาจเริ่มแปรงฟันเองก่อนวัยที่เหมาะสมและสามารถเลือกรับประทานอาหารหรือของว่างได้โดยอิสระกว่า

แม้ว่าจะมีหลักฐานเชิงประจักษ์ว่าฟลูออไรด์เฉพาะที่ช่วยลดการเกิดฟันผุในฟันน้ำนมได้[38] การศึกษาครั้งนี้ไม่พบความสัมพันธ์ของการใช้ยาสีฟันฟลูออไรด์และความถี่ในการเคลือบฟลูออไรด์ต่ออัตราการกลับมามีฟันผุใหม่ ทั้งนี้เนื่องมาจากผู้ป่วยเกือบทั้งหมดใช้ยาสีฟันฟลูออไรด์เป็นประจำภายหลังจากการรักษาทางทันตกรรมภายใต้การดมยาสลบ และความถี่ในการเคลือบฟลูออไรด์ของประชากรกลุ่มนี้โดยเฉลี่ยอยู่ที่ 1 ครั้งต่อปี ซึ่งต่ำกว่าความถี่ที่แนะนำสำหรับผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงในการเกิดฟันผุสูง[36] จึงอาจทำให้ไม่เห็นผลของฟลูออไรด์ต่อการป้องกันฟันผุใหม่ในประชากรกลุ่มนี้ นอกจากนี้ยังมีปัจจัยเรื่องการกลับมาติดตามผลทันทีภายหลังการรักษาภายใต้การดมยาสลบ ซึ่งมีรายงานว่าผู้ป่วยที่มาตามนัดติดตามผลหลังการรักษาทันที (Immediate follow-up visit) จะมีแนวโน้มกลับมามีฟันผุใหม่สูงกว่าผู้ที่ไม่มาตามนัดดังกล่าว โดยเฉพาะอย่างยิ่งการผุในฟันน้ำนม อย่างไรก็ตามยังไม่พบความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[29] เช่นเดียวกับการศึกษาครั้งนี้ที่ไม่พบความสัมพันธ์ดังกล่าวทั้งที่ระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปีภายหลังการรักษา

การศึกษาครั้งนี้มีข้อจำกัดบางประการ ได้แก่ การมีกลุ่มตัวอย่างสำหรับการวิเคราะห์การกลับมามีฟันผุที่ระยะเวลา 1 ปีที่จำกัด ซึ่งเป็นผลจากการที่มีผู้ป่วยจำนวนมาก (99 จาก 184 คน) ไม่มีข้อมูลความถี่ในการรับประทานอาหารหวานระหว่างมื้อ จึงจำเป็นต้องตัดข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างนี้ออกจากการวิเคราะห์ ดังนั้นแม้การวิเคราะห์ทีละปัจจัยจะพบว่ามีปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุที่ช่วงระยะเวลา 1 ปี แต่ไม่พบปัจจัยที่มีผลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อทำการวิเคราะห์ในระดับพหุปัจจัย ทั้งนี้อาจอธิบายได้ว่าเมื่อกลุ่มตัวอย่างมีจำนวนจำกัด ผลที่ได้จากวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยจึงมีช่วงความเชื่อมั่นของขนาดความสัมพันธ์ที่กว้างขึ้น ร่วมกับการที่ปัจจัยดังกล่าวมีขนาดของผล (effect size) ไม่สูงมากนักจากผลการวิเคราะห์ทีละปัจจัย จึงอาจทำให้ไม่พบขนาดของผลที่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติได้[39] แม้ว่าข้อมูลพื้นฐานของตัวอย่างที่เข้าสู่การวิเคราะห์นั้นจะไม่มีความแตกต่างจากข้อมูลของตัวอย่างทั้งกลุ่มทั้งในด้านอายุ เพศ ASA และค่าเฉลี่ยผุ อุด ถอน จึงน่าจะเป็นตัวแทนของข้อมูลประชากรครั้งนี้ได้ แต่หากมีการศึกษาในอนาคตที่มีจำนวนตัวอย่างมากขึ้นอาจช่วยยืนยันผลของปัจจัยทำนายหรือช่วยให้ได้ผลการวิเคราะห์ที่ชัดเจนยิ่งขึ้น นอกจากนี้ การศึกษานี้ทำการเก็บข้อมูลจากสถานพยาบาลซึ่งเป็นโรงพยาบาลในคณะทันตแพทยศาสตร์เพียงแห่งเดียว ผลการศึกษาอาจไม่สามารถเทียบเคียงสู่ประชากรกลุ่มอื่นที่มีบริบทที่แตกต่างกันได้ นอกจากนี้การศึกษาครั้งนี้ไม่ได้นำบางปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการกลับมามีฟันผุใหม่ภายหลังการรักษาเข้ามาในการวิเคราะห์ ได้แก่ ปัจจัยทางด้านผู้เลี้ยงดู เช่น ระดับการศึกษา[40] เศรษฐสถานะของครอบครัว[41] ปัจจัยทางชีวภาพ เช่น ค่ากรดเบสของคราบจุลินทรีย์บนผิวฟัน[42] เป็นต้น

บทสรุป

ผู้ป่วยเด็กที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมพร้อมมูลภายใต้การดมยาสลบ มีอัตราการกลับมามีฟันผุในช่วงระยะเวลา 1 ปี และ 3 ปี ภายหลังการรักษา เท่ากับ ร้อยละ 42 และ 61 ตามลำดับโดยปัจจัยที่สัมพันธ์กับการกลับมามีฟันผุที่ระยะเวลา 3 ปี ได้แก่ ชุดฟันขณะได้รับการรักษา การได้รับการสอนทันตสุขศึกษาทุกครั้งที่มาตรวจติดตามผล และความถี่ในการมาตรวจติดตามผลการรักษา และผู้ป่วยที่ไม่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้งที่มาตรวจติดตามผลจะมีโอกาสกลับมามีฟันผุใหม่ประมาณ 3 เท่าของผู้ป่วยที่ได้รับการสอนทันตสุขศึกษาในทุกครั้ง

เอกสารอ้างอิง

1. Seow WK. Early childhood caries. ***Pediatr Clin North Am*** 2018;65(5):941-54.

2. Fernandes IB, Pereira TS, Souza DS, Ramos-Jorge J, Marques LS, Ramos-Jorge ML. Severity of dental caries and quality of life for toddlers and their families. ***Pediatr Dent*** 2017;39(2):118-23.

3. Dental Health Division, Ministry of Public Health. The 7th National oral health survey in Thailand 2017. Bangkok: Samcharoen Phanich Ltd; 2018. 14-39 p.

4. American Academy of Pediatric Dentistry. Behavior guidance for the pediatric dental patient. The Reference Manual of Pediatric Dentistry Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2020. 292-310 p.

5. Ferrazzano GF, Sangianantoni S, Mitrano RL, Ingenito A, Alcidi B, Cantile T. Assessing changes in oral health-related quality of life and body growth in 3-5 years old children following dental treatment under general anaesthesia due to severe dental caries. ***Eur J Paediatr Dent*** 2019;20(3):214-8.

6. Patel M, McTigue DJ, Thikkurissy S, Fields HW. Parental attitudes toward advanced behavior guidance techniques used in pediatric dentistry. ***Pediatr Dent*** 2016;38(1):30-6.

7. Campbell RL, Shetty NS, Shetty KS, Pope HL, Campbell JR. Pediatric dental surgery under general anesthesia: uncooperative children. ***Anesth Prog*** 2018;65(4):225-30.

8. Lee HH, Milgrom P, Starks H, Burke W. Trends in death associated with pediatric dental sedation and general anesthesia. ***Paediatr Anaesth*** 2013;23(8):741-6.

9. Sinner B, Becke K, Engelhard K. General anaesthetics and the developing brain: an overview. Anaesthesia 2014;69:1009-22.
10. Zhang H, Du L, Du Z, Jiang H, Han D, Li Q. Association between childhood exposure to single general anesthesia and neurodevelopment: a systematic review and meta-analysis of cohort study. ***J Anesth*** 2015;29(5):749-57.
11. Zhou X, Nanayakkara S, Songsiripradubboon S, Gao J, Prabhu N. A retrospective study on paediatric dental treatment under general anaesthesia at a tertiarypublic facility in Australia. ***Ped Dent J*** 2020;30(3):201-7.
12. Meyer BD, Lee JY, Casey MW. Dental treatment and expenditures under general anesthesia among medicaid-enrolled children in north carolina. ***Pediatric Dentistry*** 2017;39(7):439-44.
13. Khodadadi E, Mohammadpour M, Motamedian SR, Kouhestani F. Failure rate of pediatric dental treatment under general anesthesia. ***Dent J (Basel)*** 2018;6(3):25.
14. Blumer S, Costa L, Peretz B. Success of dental treatments under behavior management, sedation and general anesthesia. ***J Clin Pediatr Dent*** 2017;41(4):308-311.
15. Amin M, Nouri MR, Hulland S, ElSalhy M, Azarpazhooh A. success rate of treatments provided for early childhood caries under general anesthesia: A retrospective cohort study. ***Pediatr Dent*** 2016;38(4):317-24.
16. Graves CE, Berkowitz RJ, Proskin HM, Chase I, Weinstein P, Billings R. Clinical outcomes for early childhood caries: influence of aggressive dental surgery. ***J Dent Child (Chic)*** 2004;71(2):114-7.
17. El Batawi HY. Factors affecting clinical outcome following treatment of early childhood caries under general anaesthesia: a two-year follow-up. ***Eur Arch Paediatr Dent*** 2014;15(3):183-9.
18. Lin YT, Lin YJ. Factors associated with the risk of caries development after comprehensive dental rehabilitation under general anesthesia. ***J Dent Sci*** 2016;11(2):164-9.
19. Chen YP, Hsieh CY, Hsu WT, Wu FY, Shih WY. A 10-year trend of dental treatments under general anesthesia of children in Taipei Veterans General Hospital. ***J Chin Med Assoc*** 2017;80(4):262-8.
20. Moles DR, Ashley P. Hospital admissions for dental care in children: England 1997-2006. ***Br Dent J*** 2009;206(7):378-9.
21. Patel M, McTigue DJ, Thikkurissy S, Fields HW. Parental attitudes toward advanced behavior guidance techniques used in pediatric dentistry. ***Pediatric Dentistry*** 2016;38(1):30-6.
22. Muhammad S, Shyama M, Al-Mutawa SA. Parental attitude toward behavioral management techniques in dental practice with schoolchildren in Kuwait. ***Med Princ Pract*** 2011;20(4):350-5.
23. Boka V, Arapostathis K, Charitoudis G, Veerkamp J, van Loveren C, Kotsanos N. A study of parental presence/absence technique for child dental behaviour management. ***Eur Arch Paediatr De*** 2017;18(6):405-9.
24. Huang L, Freed GL, Dalziel K. Children with special health care needs: How special are their health care needs? ***Acad Pediatr*** 2020;20(8):1109-15.
25. Bücher K, Rothmaier K, Hickel R, Heinrich-Weltzien R, Kühnisch J. The need for repeated dental care under general anaesthesia in children. ***Eur J Paediatr Dent*** 2016;17(2):129-35.
26. Kirby J, Walshaw EG, Yesudian G, Deery C. Repeat paediatric dental general anaesthesia at Sheffield Children's NHS Foundation Trust: a service evaluation. ***Br Dent J*** 2020;228(4):255-8.
27. Amin M, Nouri R, ElSalhy M, Shah P, Azarpazhooh A. Caries recurrence after treatment under general anaesthesia for early childhood caries: a retrospective cohort study. ***Eur Arch Paediatr Dent*** 2015;16(4):325-31.
28. Jiang H, Shen L, Qin D, He S, Wang J. Effects of dental general anaesthesia treatment on early childhood caries: a prospective cohort study in China. ***BMJ Open*** 2019;9(9):e028931.
29. Foster T, Perinpanayagam H, Pfaffenbach A, Certo M. Recurrence of early childhood caries after comprehensive treatment with general anesthesia and follow-up. ***J Dent Child (Chic)*** 2006;73(1):25-30.
30. Jiang H, Shen L, Qin D, He S, Wang J. Effects of dental general anaesthesia treatment on early childhood caries: a prospective cohort study in China. ***BMJ Open*** 2019;9(9):e028931.
31. Amin MS, Bedard D, Gamble J. Early childhood caries: recurrence after comprehensive dental treatment under general anaesthesia. ***Eur Arch Paediatr Dent*** 2010;11(6):269-73.
32. Guidry J, Bagher S, Felemban O, Rich A, Loo C. Reasons of repeat dental treatment under general anaesthesia: A retrospective study. ***Eur J Paediatr Dent*** 2017;18(4):313-8.
33. Thanakanjanaphakdee W, Trairatvorakul C. Effectiveness of Parental Hands-on Toothbrushing Instruction toward The 1-Year Incremental dmf Rate of 9-18 Month Old Children. ***J Dent Assoc Thai*** 2010;60(2):85-93.
34. Huebner CE, Milgrom P. Evaluation of a parent-designed programme to support tooth brushing of infants and young children. ***Int J Dent Hyg*** 2015;13(1):65-73.
35. Hong J, Whelton H, Douglas G, Kang J. Consumption frequency of added sugars and UK children's dental caries. ***Community Dent Oral Epidemiol*** 2018;46(5):457-64.
36. American Academy of Pediatric Dentistry. Caries-risk assessment and management for infants, children, and adolescents. The Reference Manual of Pediatric Dentistry Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2020. 243-7 p.
37. Brukiene V, Aleksejuniene J. Theory-based oral health education in adolescents. Stomatologija 2010;12(1):3-9.
38. Marinho VC, Worthington HV, Walsh T, Clarkson JE. Fluoride varnishes for preventing dental caries in children and adolescents. ***Cochrane Database Syst Rev*** 2013;(7):Cd002279.

39. Kelley K, Maxwell SE. Sample size for multiple regression: obtaining regression coefficients that are accurate, not simply significant. ***Psychol Methods*** 2003;8(3):305-21.
40. Rai NK, Tiwari T. Parental factors influencing the development of early childhood caries in developing nations: A systematic review. ***Front Public Health*** 2018;6:64.
41. Broomhead T, Rodd HD, Baker SR, Jones K, Davies G, White S, *et al.* A rapid review of variation in the use of dental general anaesthetics in children. ***Brit Dent J*** 2020;229:31-9.
42. Kalhan TA, Lin YT, Kalhan AC, Lin YJ, Chou CC, Hsu CS. Dental plaque pH in predicting caries relapse after general anaesthesia - an exploratory study. ***Int Dent J*** 2019;69(6):419-27.

บทวิทยาการ

ผลของการปนเปื้อนสารระงับอาการเสียวฟันต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคและความแข็งแรงยึดติดของเนื้อฟันเมื่อใช้สารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน

Effect of Desensitizing Agent Contamination on Microleakage and Dentin Bond Strength Using Two-step Self-etch Adhesive

ปรัชญา บุญสอง[1], รังสิมา สกุลณะมรรคา[1]

Pratya Boonsong[1], Rangsima Sakoolnamarka[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

[1]Department of Operative Dentistry Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการรั่วซึมระดับจุลภาคและค่าความแข็งแรงยึดเฉือนของการบูรณะฟันด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตภายหลังการใช้สารลดอาการเสียวฟันโดยใช้ฟันกรามน้อยมนุษย์ 90 ซี่ แบ่งเป็น 3 กลุ่มในแต่ละการทดสอบ ได้แก่ กลุ่มควบคุม กลุ่มกลูตารัลดีไฮด์ และกลุ่มออกซาเลต โดยการทดสอบการรั่วซึมระดับจุลภาค (จำนวน 13 ซี่ต่อกลุ่ม) เตรียมโพรงฟันคลาสไฟว์ที่คอฟันด้านแก้มยาว 4 มม. กว้างและลึก 2 มม. ทำการเบเวลขอบด้านบดเคี้ยว เตรียมผิวฟันตามกลุ่มการทดลอง ตามด้วยการบูรณะฟันด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิต จากนั้นทำการเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบ แล้วแช่ในสารละลายเมทิลีนบลูความเข้มข้นร้อยละ 1 และทำการประเมินการรั่วซึมระดับจุลภาค สำหรับการทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือน (จำนวน 17 ซี่ต่อกลุ่ม) ใช้เนื้อฟันด้านแก้ม ขัดและเตรียมผิวฟันตามกลุ่มการทดลองแล้วบูรณะฟันด้วยสารยึดติดกับเรซินคอมโพสิต จากนั้นทำการเทอร์โมไซคลิงและทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ ทำการวิเคราะห์การแตกหักของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตริโอกำลังขยาย 40 เท่า ผลการศึกษาพบการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบวัสดุด้านบดเคี้ยวของทั้ง 3 กลุ่มไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ขอบด้านเหงือกของกลุ่มสารลดอาการเสียวฟันทั้ง 2 กลุ่มมีการรั่วซึมระดับจุลภาคสูงกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนการรั่วซึมของขอบด้านบดเคี้ยวและขอบด้านเหงือกมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทั้ง 3 กลุ่ม สำหรับความแข็งแรงยึดเฉือน กลุ่มออกซาเลตมีค่าต่ำกว่ากลุ่มควบคุมและกลุ่มกลูตารัลดีไฮด์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และความล้มเหลวของการยึดติดที่เกิดขึ้นในทั้ง 3 กลุ่มส่วนใหญ่เป็นความล้มเหลวที่เกิดที่รอยต่อระหว่างสารยึดติดกับเนื้อฟัน จากผลการศึกษาจึงสรุปได้ว่าการใช้สารลดอาการเสียวฟันก่อนการบูรณะฟันด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตส่งผลต่อการรั่วซึมและความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะ

คำสำคัญ : การรั่วซึมระดับจุลภาค, ความแข็งแรงยึดเฉือน, สารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน, สารระงับอาการเสียวฟัน

Abstract

The purpose of this study was to compare microleakage and shear bond strength on the restoration with two-step self-etch adhesive and resin composite after applying desensitizing agents. 90 extracted, intact human premolars were divided into 3 groups (control, glutaraldehyde and oxalate group) in each experiment. For the microleakage test (n=13), class V cavities (4 mm in length, 2 mm in width and 2 mm in depth) were prepared on the buccal surface of each tooth, beveled at occlusal margin, applied desensitizing agent according to the testing group, restored with two-step self-etch adhesive and resin composite, thermocycled for 5,000 cycles, immersed in

1% methylene blue solution and evaluated the microleakage. For the shear bond strength test (n=17), buccal dentin was used, the surface was polished, then treated according to the testing group, restored with adhesive and resin composite, thermocycled, tested using a universal testing machine and analyzed the mode of failure in each fractured sample under a stereomicroscope at x40 magnification. The results showed that there was no statistically significant difference among 3 groups in microleakage test at the occlusal margin. In the meantime, microleakage at the gingival margin of both desensitized groups were higher than the control group with significant level and microleakage at both margins in each group were statistically different. In addition, for shear bond strength, oxalate group exhibited significantly lower value than both control and glutaraldehyde groups and mode of failure of all groups mostly were the adhesive failure. It could be concluded that applying desensitizing agents before the restoration with two-step self-etch and resin composite affects the microleakage and bond strength of restorative materials.

Keywords: Microleakage, Shear bond strength, Two-step self-etch adhesive, Desensitizing agent

Received Date: Jun 15, 2021 **Revised Date:** Jun 30, 2021 **Accepted Date:** Jul 27, 2021
doi: 10.14456/jdat.2022.24

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :
ปรัชญา บุญสอง ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-218-8795, 089-881-9322 อีเมล: pratya.boonsong@gmail.com
Correspondence to :
Pratya Boonsong, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 089-881-9322 Email: pratya.boonsong@gmail.com

บทนำ

ภาวะเนื้อฟันไวเกิน (dentin hypersensitivity) หรืออาการเสียวฟันคืออาการที่พบเป็นอันดับต้นๆในผู้ป่วยที่เข้ามารับการรักษาโดยมีลักษณะเฉพาะคือ เจ็บแปลบเป็นช่วงสั้นโดยต้องมีสิ่งกระตุ้น เมื่อนำสิ่งกระตุ้นออกอาการจะดีขึ้น ซึ่งสิ่งกระตุ้นได้แก่ อุณหภูมิ การเป่าลม การสัมผัส เป็นต้น[1] ในปัจจุบันการใช้สารลดอาการเสียวฟันเป็นทางเลือกหนึ่งในการรักษาอาการดังกล่าวซึ่งสารที่นิยมใช้คือ ออกซาเลตและกลูตารัลดีไฮด์[2,3]

ออกซาเลตช่วยลดอาการเสียวฟันด้วยการอุดปิดและลดการเคลื่อนไหวของของเหลวในท่อเนื้อฟันโดยจะไปจับกับแคลเซียมไอออนที่อยู่ในน้ำลายและในเนื้อฟันได้เป็นสารประกอบหรือผลึกแคลเซียมออกซาเลตที่ไม่ละลายน้ำ[4] ส่วนกลูตารัลดีไฮด์ทำให้ซีรัมอัลบูมินในท่อเนื้อฟันเกิดการตกตะกอนและลดการซึมผ่านของของเหลวในท่อเนื้อฟันจึงช่วยลดอาการเสียวฟันได้[5] โดยที่บางผลิตภัณฑ์มีไฮดรอกซีเอธิลเมธาครัยเลท (hydroxyethylmethacrylate: HEMA) เป็นองค์ประกอบ[6] ซึ่งช่วยให้กลูตารัลดีไฮด์เกิดปฏิกิริยากับซีรัมอัลบูมินได้ดีและมีประสิทธิภาพมากขึ้น[7,8] แต่จากหลายงานวิจัยพบว่าประสิทธิภาพดังกล่าวไม่ถาวร อาการเสียวฟันก็จะกลับมาเป็นอีกโดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณคอฟันหรือโพรงฟันคลาสไฟว์[9] ดังนั้นการบูรณะฟันด้วยระบบสารยึดติดกับเรซินคอมโพสิตจึงเป็นการรักษาในลำดับต่อมา[10] ซึ่งระบบสารยึดติดที่นิยมใช้ในบริเวณดังกล่าวคือสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน เนื่องจากสามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้ดี[11,12] จึงส่งผลให้ลดอาการเสียวฟันได้ด้วย อย่างไรก็ตามจากการที่สารลดอาการเสียวฟันส่วนใหญ่เป็นชนิดที่มีการตกตะกอนของสารเพื่ออุดปิดท่อเนื้อฟันซึ่งอาจส่งผลต่อการยึดติดของสารยึดติดได้ โดยปัจจัยหลักที่ควรคำนึงถึงคือ การรั่วซึมระดับจุลภาค[5] และความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะ[2] อีกทั้งบางงานวิจัยก่อนหน้านี้ผลกระทบของออกซาเลตและกลูตารัลดีไฮด์ต่อปัจจัยดังกล่าวยังมีบางประเด็นที่ขัดแย้งกัน จึงเป็นที่มาของการวิจัยครั้งนี้

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการรั่วซึมระดับจุลภาคและค่าความแข็งแรงยึดเฉือนของการบูรณะโพรงฟันคลาสไฟว์ด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตภายหลังการใช้สารลดอาการเสียวฟันชนิดต่าง ๆ ภายใต้สภาวะจำลองในห้องปฏิบัติการ ซึ่งสมมติฐานของงานวิจัยคือ การรั่วซึมระดับจุลภาคและค่าความแข็งแรงยึดเฉือนของการบูรณะ

โพรงฟันคลาสไฟว์ด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตภายหลังการใช้สารลดอาการเสียวฟันชนิดต่าง ๆ ไม่มีความแตกต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

ฟันที่ใช้เป็นฟันกรามน้อยบนหรือล่างของมนุษย์ที่มีการสร้างรากที่สมบูรณ์แล้ว ถูกถอนเพื่อการจัดฟันจากผู้ป่วยในช่วงอายุ 18-45 ปี[13] จำนวน 90 ซี่ ก่อนการเก็บฟันผู้ป่วยจะได้รับทราบข้อมูลและให้ความยินยอม การวิจัยนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (HREC-DCU 2019-032) เก็บฟันในสารละลายไทมอลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 (M-dent, Thailand) และนำมาทดสอบภายใน 2 เดือน[14] กำจัดเนื้อเยื่อและคราบสกปรกบนผิวฟันด้วยเครื่องมือขูดหินปูน (Hu-Friedy; Chicago, IL, USA) และผงขัดที่ปราศจากฟลูออไรด์ หลังจากนั้นตรวจสอบฟันที่จะทำการทดลองด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตริโอกำลังขยาย 10 เท่า (Stereo Microscope SZ 61; OLYMPUS, Japan) ให้ปราศจากรอยผุ รอยแตกหัก รอยร้าว หรือวัสดุบูรณะ

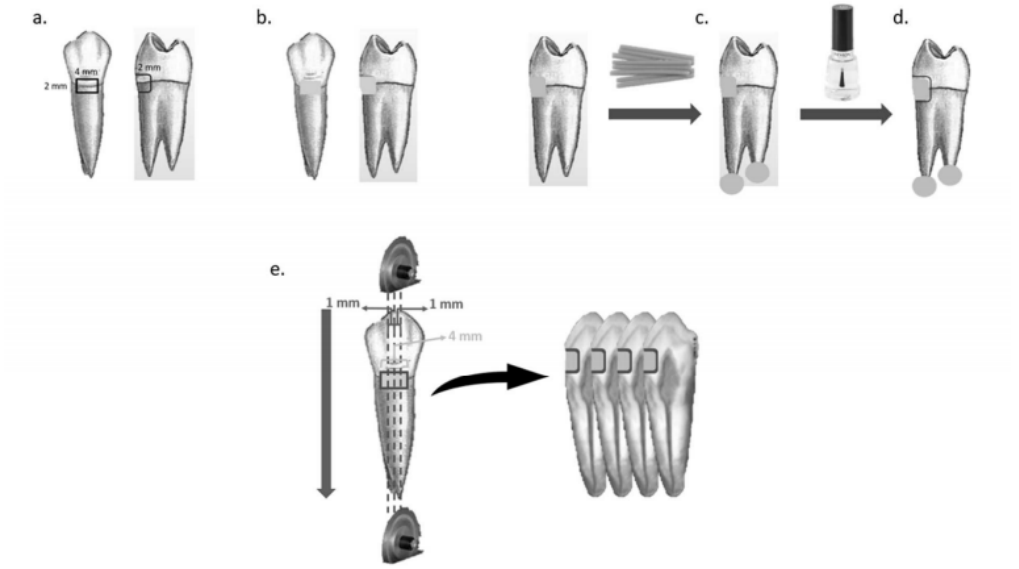
การทดสอบการรั่วซึมระดับจุลภาคใช้ฟันจำนวน 39 ซี่ เตรียมโพรงฟันคลาสไฟว์ที่บริเวณคอฟันด้านแก้ม โดยให้ขอบด้านเหงือกอยู่ต่ำกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน 1 มม.ด้วยหัวกรอกากเพชรทรงกระบอกเบอร์ 314 110 544 (Intensiv; Montagnola, Switzerland) โดยเปลี่ยนหัวกรอใหม่ทุกการเตรียมโพรงฟันครบ 5 ซี่ โพรงฟันมีความยาว 4 มม. กว้าง 2 มม. และลึก 2 มม. (รูปที่ 1a.) เบเวล (bevel) ตรงขอบด้านบดเคี้ยวให้มีความกว้าง 0.5 มม. สารและวิธีใช้งานแสดงดังตารางที่ 1 แบ่งกลุ่มฟันทั้งหมดออกเป็น 3 กลุ่มแบบสุ่ม (n=13) กลุ่มที่ 1 คือกลุ่มควบคุม ไม่มีการทาสารลดอาการเสียวฟัน กลุ่มที่ 2 คือกลุ่มที่ทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์ (Gluma® Desensitizer; Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) และกลุ่มที่ 3 คือกลุ่มที่ทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดออกซาเลต (MS Coat ONE; Sun Medical, Japan) ทาขอบด้านบดเคี้ยวของฟันแต่ละกลุ่มด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37.5 (Kerr gel etchant; Kerr, Orange, CA, USA) เป็นเวลา 15 วินาที ล้างน้ำ เป่าลม ทาสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน (ClearfilTM SE Bond; Kuraray Noritake, Tokyo, Japan) ฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที บูรณะโพรงฟันด้วยเรซินคอมโพสิตสี A3.5 Body (FiltekTM Z350XT; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ฉายแสง 40 วินาทีด้วยเครื่องฉายแสง (Elipar® TriLight; 3M ESPE, USA) ที่ความเข้มแสง 450 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ขัดแต่งด้วยแผ่นอะลูมิเนียมออกไซด์ (Sof-LexTM Pop-on disc; 3M ESPE, USA) (รูปที่ 1b.)

ตารางที่ 1 *วัสดุที่ใช้ในการศึกษานี้และวิธีการใช้งาน*

Table 1 *Materials used in this study and application protocol*

Material	Batch number	Composition	Application protocol
Gluma® Desensitizer (Glutaraldehyde desensitizing agent; Heraeus Kulzer, Hanau, Germany)	KA10522	HEMA (35%), Glutaraldehyde (5%), Water	Apply desensitizer and let it sit for 30 s, then dry surface until fluid film disappears.
MS Coat ONE (Oxalate desensitizing agent; Sun Medical, Japan)	TF1	MS Polymer (copolymer with sulfonic acid group), Oxalic acid, Water	Apply desensitizer to the cavity or surface with the Felt Applicator for 30 s using a rubbing motion, dry with air-syringe for 10 s, then rinse and dry.
ClearfilTM SE Bond (Two-step self-etch adhesive; Kuraray Noritake, Tokyo, Japan)	160615	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP), Bis-phenol A diglycidyl methacrylate (Bis-GMA), 2-Hydroxyethylmethacrylate (HEMA), Hydrophobic dimethacrylate, dl Camphorquinone, N, N-Diethanol-p-toluidine, colloidal silica	Apply PRIMER to the cavity or surface with a microbrush, agitate for 20 s, evaporate the volatile ingredients with a mild air steam for 5 s, then apply BOND and distribute evenly with mild air flow. Light cure for 20 s.
Filtek™ Z350XT (Resin composite; 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA)	NA81720	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, Inorganic fillers	One incremental and bulk-fill technique was applied into the cavity or silicone mold and cured for 40 s.

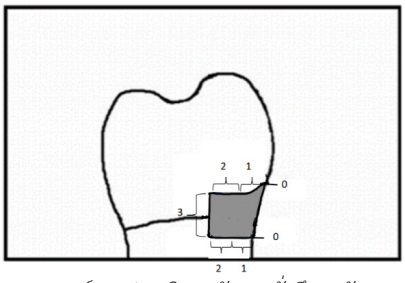
เก็บฟันในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมงในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator; Contherm 160M, Contherm Scientific Ltd., New Zealand) ก่อนนำมาเข้าเครื่องเทอร์โมไซคลิง (Thermo Cycling Unit; KMITL, Samut Prakan, Thailand) ที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจาก 5 องศาเซลเซียสไปเป็น 55 องศาเซลเซียส เป็นจำนวนทั้งหมด 5,000 รอบ ปิดปลายรากฟันด้วยขี้ผึ้งเหนียว (Kerr; Orange, CA, USA) (รูปที่ 1c.) ส่วนบริเวณอื่นจะถูกทาด้วยน้ำยาเคลือบเล็บ (Revlon; USA) 2 ชั้น ยกเว้นบริเวณวัสดุบูรณะโดยจะทาให้ห่างจากขอบวัสดุโดยรอบ 1 มม. (รูปที่ 1d.) นำฟันทั้งหมดไปแช่ในสารละลายเมทิลีนบลูความเข้มข้นร้อยละ 1 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมงในตู้ควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 1 *(a.) ตำแหน่งและขนาดของโพรงฟันคลาสไฟว์ (b.) การบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต (c.) ปิดปลายรากฟันด้วยขี้ผึ้งเหนียว (d.) ทาด้วยน้ำยาเคลือบเล็บ 2 ชั้นโดยห่างจากขอบวัสดุโดยรอบ 1 มม. (e.) ตัดฟันด้วยเครื่องตัดฟันออกเป็น 4 ชิ้นงาน*

Figure 1 *(a.) Position and size of class V cavity; (b.) resin composite restoration; (c.) sealed root apices with sticky wax; (d.) all surfaces, except 1 mm from the restorative margins, were coated with two layers of nail varnish; (e.) each tooth was sectioned into 4 samples using a cutting machine*

ล้างฟันด้วยน้ำปราศจากประจุ ตัดฟันด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Low speed cutting machine; IsoMet® 1000, Buehler, IL, USA) ตามรูปที่ 1e. ร่วมกับน้ำกลั่นจะได้ชิ้นงาน 4 ชิ้นจากฟันแต่ละซี่ นำชิ้นงานที่ได้มาศึกษาการรั่วซึมระดับจุลภาคผ่านกล้องจุลทรรศน์สเตริโอกำลังขยาย 20 เท่า ใช้ค่าการรั่วซึมที่มากที่สุดจากฟันแต่ละซี่ไปประเมินและวิเคราะห์ผลทางสถิติ ซึ่งมีหลักเกณฑ์ในการประเมิน ดังนี้ (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 *แสดงเกณฑ์การประเมินระดับการรั่วซึมระดับจุลภาค*

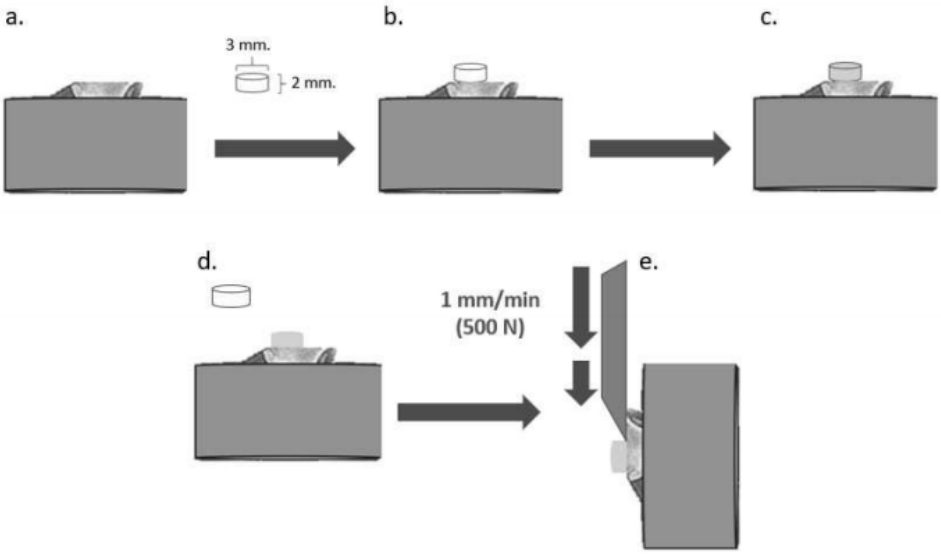
Figure 2 *Schematic view of the microleakage scores of the sample*[15]

0 คือไม่พบการซึมผ่านของสีย้อมตรงบริเวณขอบของวัสดุบูรณะ 1 คือพบการซึมผ่านของสีย้อมเข้าไปน้อยกว่าครึ่งหนึ่งของระยะทางระหว่างขอบด้านนอกกับจุดลึกสุดด้านในของโพรงฟัน 2 คือพบการซึมผ่านของสีย้อมเข้าไปมากกว่าหรือเท่ากับครึ่งหนึ่งของระยะทางระหว่างขอบด้านนอกกับจุดลึกสุดด้านในของโพรงฟัน แต่ยังไม่ถึงผนังด้านแอกเซียล และ 3 คือพบการซึมผ่านของสีย้อมตามขอบเข้าไปจนถึงผนังด้านแอกเซียล

การทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนใช้ฟันจำนวน 51 ซี่ ใช้หัวกรอกากเพชรทรงกระบอกตัดเคลือบฟันทางด้านแก้มโดยวางแกนหัวกรอให้ขนานกับแนวแกนฟันและกรอจนกว่าจะถึงตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบฟันกับเนื้อฟัน เปลี่ยนหัวกรอใหม่เมื่อครบ 5 ซี่ ตัดรากฟันต่ำกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันประมาณ 4 มม.ด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ นำตัวฟันไปฝังลงในอะคริลิกเรซินใสชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองในท่อพีวีซีโดยให้ผิวฟันที่ถูกกรอหงายขึ้นและอยู่เหนือขอบบนของท่อพีวีซี 1 มม. (รูปที่ 3a.)

ขัดด้วยกระดาษทรายซิลิกอนคาร์ไบด์เบอร์ 600 (TOA; Bangkok, Thailand) ร่วมกับเครื่องขัดผิววัสดุ (Automatic polishing machine; NANO 2000, Pace Technologies, USA) นำชิ้นงานที่ได้ไปเข้าเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นความถี่สูง (Ultrasonic cleaner; Branson 5210, Bransonic®, Germany) นำมาตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตริโอกำลังขยาย 10 เท่าเพื่อยืนยันว่าผิวฟันที่ถูกเปิดออกเป็นเนื้อฟันทั้งหมด จากนั้นแบ่งชิ้นงานทั้งหมดออกเป็น 3 กลุ่มแบบสุ่ม (n=17) ทำการเตรียมผิวชิ้นงานแต่ละกลุ่มก่อนการทาสารยึดติดตามการทดสอบการรั่วซึมระดับจุลภาค

นำชิ้นงานแต่ละกลุ่มมาทาสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอน ฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที ใส่เรซินคอมโพสิตลงในแม่แบบซิลิโคนขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 3 มม. สูง 2 มม. (รูปที่ 3b.) ฉายแสง 40 วินาทีด้วยเครื่องฉายแสงที่ความเข้มแสง 450 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร กำจัดส่วนเกินของเรซินคอมโพสิตบริเวณขอบของแม่แบบด้วยแผ่นขัดอะลูมิเนียมออกไซด์ (รูปที่ 3c.) นำแม่แบบออก (รูปที่ 3d.) นำชิ้นงานทั้งหมดแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมงในตู้ควบคุมอุณหภูมิ หลังจากนั้นนำมาเข้าเครื่องเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบ



รูปที่ 3 *(a.) ตัวฟันที่ผิวฟันเปิดออกถึงเนื้อฟันถูกฝังในอะคริลิกเรซินในท่อพีวีซี (b.) ตำแหน่งที่วางแม่แบบซิลิโคน (c.) บูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิตผ่านแม่แบบ (d.) นำแม่แบบออก (e.) นำชิ้นงานมาทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือน*

Figure 3 *(a.) Buccal flat exposed dentin surface of crown was embedded in acrylic resin in PVC tube; (b.) placement of silicone mold; (c.) restored with resin composite into the mold; (d.) removed the mold; (e.) sample was submitted to shear bond testing*

นำชิ้นงานทั้งหมดมาทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ (Universal testing machine; EZ-S, SHIMADZU, Japan) โดยมีค่าความเร็วของปลายแท่งกด 1 มม.ต่อนาที และแท่งกดมีน้ำหนัก 500 นิวตัน (รูปที่ 3e.) บันทึกค่าที่ได้เป็นหน่วยเมกะปาสคาล (MPa) นำชิ้นงานที่แตกหักมาวิเคราะห์ชนิดของการแตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตริโอกำลังขยาย 40 เท่า โดยจำแนกความล้มเหลวและการแตกหักของชิ้นงานออกเป็น 4 ประเภท ดังนี้ ความล้มเหลวที่เกิดที่รอยต่อระหว่างสารยึดติดกับเนื้อฟัน ความล้มเหลวที่เกิดในเรซินคอมโพสิต ความล้มเหลวที่เกิดในเนื้อฟัน และความล้มเหลวแบบผสมซึ่งรอยแตกจะเกิดในชั้นเรซินคอมโพสิต สารยึดติด และ/หรือเนื้อฟัน มากกว่า 1 ชนิดขึ้นไป โดยที่ปรากฏสารยึดติดอยู่ในช่วงร้อยละ 10 ถึง 50 ของผิวฟันทั้งหมดที่ใช้ในการยึดติด

การวิเคราะห์ทางสถิติใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอสเวอร์ชั่น 22.0 โดยค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคใช้สถิติวิเคราะห์ชนิดนอนพาราเมตริก (Non-parametric test) ด้วยการทดสอบครัสคาลวัลลิส (Kruskal-Wallis test) ส่วนค่าความแข็งแรงยึดเฉือน ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติชาพิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk test) ข้อมูลมีการกระจายแบบปกติจึงวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคีย์ (Tukey HSD post-hoc analysis) และประเภทความล้มเหลวของการแตกหักของชิ้นงานใช้สถิติวิเคราะห์ด้วยการทดสอบ ไคสแควร์ (Chi-square test) กำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95

ผลการศึกษา

ผลการรั่วซึมระดับจุลภาคที่บริเวณขอบของวัสดุบูรณะด้านบดเคี้ยวและขอบด้านเหงือกของทั้ง 3 กลุ่ม แสดงในตารางที่ 2

ค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบของวัสดุบูรณะด้านบดเคี้ยวของทั้ง 3 กลุ่มทดลองไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=0.081) ส่วนขอบของวัสดุด้านเหงือกพบว่ากลุ่มที่ทาสารกลูตารัลดีไฮด์และกลุ่มออกซาเลตมีค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคสูงกว่าของกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) แต่ทั้ง 2 กลุ่มดังกล่าวไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ (p=0.600) ส่วนการเปรียบเทียบการรั่วซึมระดับจุลภาคระหว่างขอบของวัสดุด้านบดเคี้ยวกับด้านเหงือกพบว่าขอบของวัสดุด้านเหงือกของทั้ง 3 กลุ่มทดลองมีค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคสูงกว่าขอบด้านบดเคี้ยวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05)

ค่าความแข็งแรงยึดเฉือนมีการกระจายตัวแบบปกติ (p>0.05)

กลุ่มออกซาเลตมีค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงยึดเฉือนต่ำกว่าอีก 2 กลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) ในขณะที่ทั้ง 2 กลุ่มดังกล่าวไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ (p=0.611)

ผลการศึกษาชนิดและประเภทความล้มเหลวของการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่มทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 4

ประเภทความล้มเหลวของการแตกหักของชิ้นงานใช้สถิติวิเคราะห์ด้วยการทดสอบไคสแควร์ พบว่าทั้ง 3 กลุ่มไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=0.066) โดยส่วนใหญ่ทั้ง 3 กลุ่มเป็นความล้มเหลวที่เกิดที่รอยต่อระหว่างสารยึดติดกับเนื้อฟัน

ตารางที่ 2 *แสดงความถี่ของค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคในระดับต่างๆที่บริเวณขอบด้านบดเคี้ยวและขอบด้านเหงือกของแต่ละกลุ่มทดลอง*

Table 2 *Frequency distribution of microleakage at both occlusal and gingival margins in each study group*

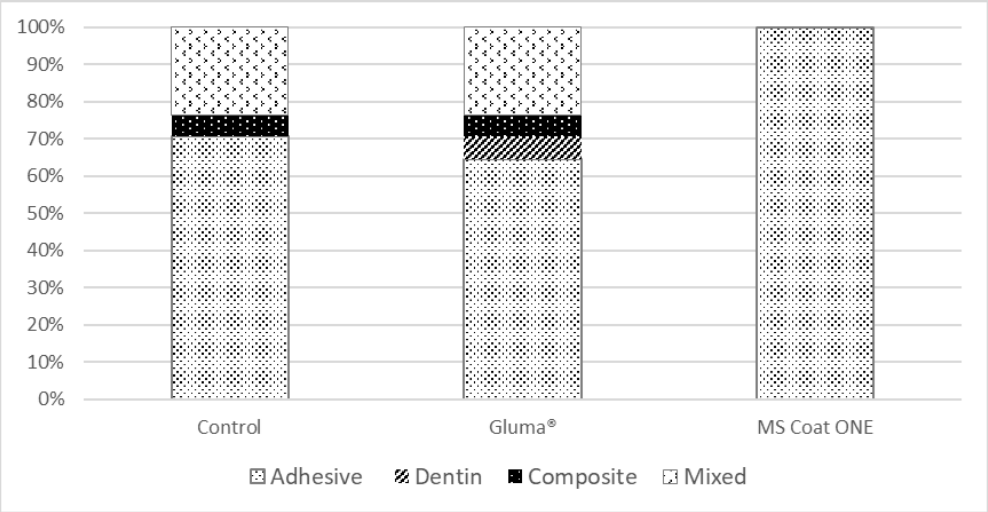
Study group	Number	Degree of microleakage							
		Occlusal margin				Gingival margin			
		0 (%)	1 (%)	2 (%)	3 (%)	0 (%)	1 (%)	2 (%)	3 (%)
Control	13	11 (84.6%)	2 (15.4%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (30.7%)	7 (53.9%)	1 (7.7%)	1 (7.7%)
Gluma®	13	9 (69.2%)	3 (23.1%)	1 (7.7%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	1 (7.7%)	11 (84.6%)
MS Coat ONE	13	6 (46.2%)	4 (30.7%)	2 (15.4%)	1 (7.7%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	13 (100.0%)

ตารางที่ 3 *แสดงค่าเฉลี่ย ± ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงยึดเฉือน*

Table 3 *Mean ± SD of shear bond strength*

Group	Shear bond strength (MPa)		ANOVA	
	Range	Mean ± SD	F	*P*-value
Control	11.52 – 32.26	21.13 ± 5.96 A	131.210	<0.001*
Gluma®	13.16 – 31.77	23.25 ± 4.97 A		
MS Coat ONE	2.15 – 9.57	4.58 ± 2.25 B		

**Statistically significant (p<0.05) and group with the same uppercase letter are not statistically different (p>0.05).*



รูปที่ 4 *แสดงสัดส่วนและร้อยละของแต่ละประเภทความล้มเหลวในแต่ละกลุ่มทดลอง*

Figure 4 *Failure mode distribution in each study group*

บทวิจารณ์

จากผลการศึกษานี้ได้ปฏิเสธสมมติฐานของงานวิจัยและพบว่าการทาสารลดอาการเสียวฟันทั้ง 2 ชนิดมีผลต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบด้านเหงือก โดยการทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์ส่งผลต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบด้านเหงือกสูงกว่าของกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Huh และคณะ[16] ด้วยเหตุที่ว่าการใช้สารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนที่เป็นที่นิยมใช้และมีประสิทธิภาพดีในการยึดติดกับเนื้อฟัน[11] โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการบูรณะโพรงฟันคลาสไฟว์ร่วมกับเรซินคอมโพสิตเพื่อการยึดติดของวัสดุบูรณะ[12] และลดโอกาสของการเสียวฟันหลังการบูรณะฟัน ซึ่งสารยึดติดดังกล่าวสามารถเกิดพันธะเคมีกับแคลเซียมของไฮดรอกซีอะพาไทต์ในเนื้อฟัน เนื่องจากมีมอนอเมอร์ทำงาน (functional monomer) ได้แก่ เท็นเอ็มดีพี (10-MDP; 10-methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphate) เป็นส่วนประกอบ โดยหมู่ฟอสเฟตของเท็นเอ็มดีพีจะทำปฏิกิริยากับแคลเซียมเกิดเป็นการยึดติดทางเคมี[17] นอกจากนี้ชั้นไฮบริดที่ได้นั้นหนาเพียง 1 ไมโครเมตร[18,19] ด้วยเหตุนี้การปนเปื้อนสารลดอาการเสียวฟันก่อนการบูรณะฟันจึงสามารถขัดขวางการยึดติดของสารยึดติดดังกล่าวได้[16] อย่างไรก็ตามการศึกษาก่อนหน้านี้กลับพบว่ากลูตารัลดีไฮด์ไม่ส่งผลต่อการยึดติดของสารยึดติดกับเนื้อฟัน[5,15,20] ทั้งนี้อาจเป็นเพราะวิธีการวิจัยและวัสดุที่ใช้แตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น การศึกษาของ Mozaffari และคณะ[5] ที่ใช้สารยึดติดชนิดโททอลเอทช์ (total-etch) ซึ่งต้องทำการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกหลังจากการทาสารลดอาการเสียวฟัน จึงอาจทำให้สามารถลดการปนเปื้อนของสารลดอาการเสียวฟันก่อนการบูรณะฟันได้ ด้วยเหตุนี้การรั่วซึมระดับจุลภาคของกลุ่มกลูตารัลดีไฮด์จึงไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มควบคุม เป็นต้น ส่วนการทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดออกซาเลตส่งผลต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบด้านเหงือกสูงกว่าของกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษาก่อนหน้านี้[10,19,21] คือสารออกซาเลตจับกับแคลเซียมไอออนในเนื้อฟันได้เป็นสารประกอบหรือผลึกแคลเซียมออกซาเลตที่ไม่ละลายน้ำจึงขัดขวางการยึดติดของสารยึดติดทำให้เกิดการรั่วซึมระดับจุลภาคที่สูงขึ้น[10,22] อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาถึงผลการศึกษานี้ของการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบด้านบดเคี้ยวของวัสดุบูรณะภายหลังการทาสารลดอาการเสียวฟันทั้ง 2 ชนิดกลับพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มควบคุมซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ของการทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์[5,15] ด้วยเหตุที่ว่าสารลดอาการเสียวฟันดังกล่าวไม่ได้เกิดการยึดติดกับผิวฟัน อีกทั้งเป็นสารที่ทำให้เปียก (wetting agent) จึงไม่ส่งผลเสียต่อการยึดติดของสารยึดติด แต่สำหรับชนิดออกซาเลตกลับไม่สอดคล้องกับหลายการศึกษาที่ได้ผลว่าออกซาเลตขัดขวางการยึดติดของสารยึดติดและเกิดการรั่วซึมระดับจุลภาคที่สูงขึ้นแม้กระทั่งที่ขอบเคลือบฟัน[10,19] ด้วยเหตุที่ว่าผลึกแคลเซียมออกซาเลตสามารถสะเทินกรดในขั้นตอนปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดจึงทำให้ขัดขวางการเกิดเรซินแทกของสารยึดติดและส่งผลต่อการยึดติดได้ในขณะที่การศึกษาของ Jacker และคณะ[23] และการศึกษาของ Tay และคณะ[24] สามารถอธิบายได้ว่าการเบเวลที่ขอบด้านบดเคี้ยว

ซึ่งกระทำเหมือนในทางคลินิกของการบูรณะโพรงฟันคลาสไฟว์ด้วยเรซินคอมโพสิตและการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดเฉพาะจุด (selective etching) สามารถละลายผลึกแคลเซียมออกซาเลตได้บางส่วน จึงทำให้ลดผลเสียต่อการยึดติดของสารยึดติดและการรั่วซึมระดับจุลภาคได้ อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาผลการรั่วซึมระดับจุลภาคที่ขอบด้านบดเคี้ยวของกลุ่มออกซาเลตพบว่าการรั่วซึมส่วนใหญ่สูงกว่าอีก 2 กลุ่มทดลองโดยถึงระดับการรั่วซึมที่ผนังด้านแอกเซียล ดังนั้นถ้ามีการเพิ่มจำนวนซี่ฟันในแต่ละกลุ่มทดลองอาจจะเกิดความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของกลุ่มออกซาเลตที่ขอบด้านบดเคี้ยวได้ นอกจากนี้เมื่อพิจารณาผลการรั่วซึมระดับจุลภาคพบว่าขอบด้านบดเคี้ยวเกิดการรั่วซึมที่ต่ำกว่าขอบด้านเหงือกอย่างมีนัยสำคัญในทั้ง 3 กลุ่มทดลอง ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดเฉพาะจุดที่ขอบด้านบดเคี้ยวซึ่งเป็นผิวเคลือบฟันสามารถช่วยให้สารยึดติดยึดกับผิวฟันได้ดีขึ้นแม้มีการปนเปื้อนของสารลดอาการเสียวฟันและลดการรั่วซึมระดับจุลภาคได้ จากการทดสอบการรั่วซึมระดับจุลภาคของการศึกษานี้ซึ่งใช้วิธีการแช่ฟันลงไปในสีย้อมและประเมินค่าการรั่วซึมระดับจุลภาคแบบมาตรอันดับ (ordinal scale) ถึงแม้ว่าเป็นวิธีที่นิยมใช้ในหลายการศึกษาก่อนหน้านี้[5,15,19,23] แต่มีข้อจำกัดเนื่องจากเป็นการศึกษาที่สามารถมองเห็นได้เพียงบางตำแหน่งไม่สามารถเห็นรอยต่อทั้งหมด ดังนั้นในการศึกษานี้จึงทำการตัดฟันออกเป็น 4 ชิ้นงานและใช้ค่าการรั่วซึมที่มากที่สุดเป็นผลที่ได้ในแต่ละซี่ฟันเพื่อให้ได้ผลการรั่วซึมระดับจุลภาคใกล้เคียงความเป็นจริงมากขึ้น นอกจากนี้การเปลี่ยนหัวกรอในการเตรียมโพรงฟันคลาสไฟว์เมื่อครบทุก 5 ซี่ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Emir และคณะ[25] ด้วยเหตุที่ว่าความหยาบผิว (surface roughness) ของหัวกรอกากเพชรเมื่อใช้กรอฟันครบ 5 ซี่จะลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเทียบกับก่อนเริ่มใช้งาน จึงไม่ควรใช้ต่อเพราะจะเกิดความร้อนขณะกรอที่เพิ่มสูงขึ้นได้และเสียเวลาในการทำงาน อย่างไรก็ตามการเปลี่ยนหัวกรอใหม่ในทุก ๆ การเตรียมโพรงฟันย่อมดีกว่าเพราะว่าความสามารถในการกรอตัดของหัวกรอจะลดลงอย่างเห็นได้ชัดหลังจากการใช้งานเพียงครั้งเดียว[26] ดังนั้นการศึกษาลำดับต่อไปในอนาคตจึงควรเปลี่ยนหัวกรอกากเพชรทุก ๆ การกรอเตรียมฟันเพื่อให้ได้ผลการศึกษาที่ถูกต้องแม่นยำมากขึ้น สำหรับการทำเทอร์โมไซคลิง จากการศึกษานี้ได้กำหนดไว้ที่ 5,000 รอบ อันเนื่องมาจากการศึกษาของ Price และคณะ[27] ที่ได้กล่าวว่าการทำเทอร์โมไซคลิงอย่างน้อย 5,000 รอบจึงจะส่งผลเสียต่อการยึดติดของสารยึดติดอย่างมีนัยสำคัญ และจากการศึกษาของ Gale และ Darvell[28] ที่กล่าวว่าการทำเทอร์โมไซคลิงที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจาก 5 องศาเซลเซียสไปเป็น 55 องศาเซลเซียสจำนวน 10,000 รอบเทียบเท่ากับอายุการใช้งานในช่องปากของวัสดุบูรณะเป็นเวลา 1 ปี ดังนั้นการทำเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบจึงประมาณเทียบเท่ากับ 6 เดือน ซึ่งระยะเวลาดังกล่าวโดยส่วนใหญ่แล้วในทางคลินิกทันตแพทย์จะทำการนัดหมายปกติสำหรับผู้ป่วยที่ไม่มีพยาธิสภาพใด ๆ เพื่อมาตรวจสุขภาพและทำความสะอาดช่องปาก รวมถึงติดตามผลการรักษา[29] ด้วยเหตุนี้จึงเลือกใช้การทำเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบสำหรับการศึกษานี้ ปัจจุบันการทดสอบการรั่วซึมระดับจุลภาคมีการนำเทคโนโลยีที่ทันสมัยมาใช้ในการประเมินผล ได้แก่ การถ่ายภาพรังสีโทโมแกรมคอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตร (microcomputed tomography or micro-CT) ซึ่งสามารถประเมินการรั่วซึมระดับจุลภาคได้แบบ 3 มิติ[23] แต่เนื่องจากราคาค่อนข้างสูง ใช้เวลานานและต้องใช้ความเชี่ยวชาญในการแปลผลภาพรังสี ด้วยเหตุนี้จึงเลือกใช้การแช่ฟันในสีย้อมสำหรับการศึกษานี้ โดยเลือกใช้สารละลายเมทิลีนบลู เนื่องจากมีโมเลกุลขนาดเล็กและเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1.2 นาโนเมตร ซึ่งสามารถซึมผ่านเข้าไปในช่องว่างระดับจุลภาคที่เกิดขึ้นที่รอยต่อระหว่างวัสดุบูรณะกับผิวฟันและนำไปประเมินระดับการรั่วซึมได้[5]

การทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนภายหลังการทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์ จากการศึกษานี้พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับของกลุ่มควบคุมซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[2,18,30,31] ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่า กลูตารัลดีไฮด์ไม่ได้ส่งผลต่อความแข็งแรงยึดติดของสารยึดติด และจากการศึกษานี้สารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์มีไฮดรอกซีเอธิลเมธาครัยเลทเป็นองค์ประกอบร่วมด้วย ซึ่งคือสารตัวเดียวกันกับในสารไพรเมอร์ของสารยึดติดที่ใช้ซึ่งทำให้เรซินมอนอเมอร์สามารถแทรกซึมเข้าไปในโครงข่ายคอลลาเจนได้ดียิ่งขึ้น[18,32] ด้วยเหตุนี้วัสดุบูรณะจึงยึดติดกับผิวฟันได้ดีและค่าความแข็งแรงยึดเฉือนสูงใกล้เคียงกลุ่มควบคุมสำหรับการทาสารลดอาการเสียวฟันชนิดออกซาเลตก่อนการบูรณะพบว่าค่าความแข็งแรงยึดเฉือนต่ำกว่าของกลุ่มควบคุมและกลุ่มกลูตารัลดีไฮด์อย่างมีนัยสำคัญซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษาก่อนหน้านี้[2,31,33,34] เนื่องจากผลึกแคลเซียมออกซาเลตที่เกิดขึ้นขัดขวางการยึดติดของสารยึดติดกับเนื้อฟัน

ความล้มเหลวและการแตกหักของชิ้นงานในการทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนที่พบในการศึกษานี้ ส่วนใหญ่เป็นความล้มเหลวที่เกิดที่รอยต่อระหว่างสารยึดติดกับเนื้อฟันในทั้ง 3 กลุ่มทดลองและไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อพิจารณาระหว่างกลุ่มซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Sabatini และ Wu[18] ด้วยเหตุที่ว่าสารยึดติดที่ใช้ในการศึกษานี้คือชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนถึงแม้ว่าสารยึดติดดังกล่าวสามารถเกิดการยึดติดทางเคมีได้แต่การปนเปื้อนสารลดอาการเสียวฟันก่อนการบูรณะฟันจะขัดขวางการยึดติดของสารยึดติด[16] อีกทั้งชั้นไฮบริดที่ได้ส่วนใหญ่ค่อนข้างบางและมีชั้นสเมียร์

ซึ่งยึดกับผิวฟันแบบหลวม ๆ เป็นองค์ประกอบร่วมด้วย[17,35] จึงเกิดความล้มเหลวที่บริเวณรอยต่อมากกว่าที่จะเกิดในเรซิน-คอมโพสิตหรือเนื้อฟัน

จากผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการใช้สารลดอาการเสียวฟันก่อนการบูรณะฟันด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตมีผลต่อการรั่วซึมระดับจุลภาคและความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะกับเนื้อฟัน อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ไม่สามารถจำลองสภาวะจริงและปัจจัยที่เกี่ยวข้องในทางคลินิกได้ทั้งหมด แต่ผลการศึกษาที่ได้สามารถนำไปประยุกต์ใช้เป็นแนวทางในการปฏิบัติและให้การรักษากับผู้ป่วยได้ ด้วยเหตุนี้จึงควรมีการศึกษาวิจัยเพิ่มเติมในเชิงคลินิกเพื่อให้ได้ผลที่สะท้อนถึงสภาวะจริงที่เกิดขึ้น

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการนี้สามารถสรุปได้ว่าการใช้สารลดอาการเสียวฟันทั้ง กลูตารัลดีไฮด์และออกซาเลตก่อนการบูรณะฟันด้วยสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์แบบสองขั้นตอนกับเรซินคอมโพสิตส่งผลต่อการรั่วซึมและความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะกับเนื้อฟัน กล่าวคือการรั่วซึมระดับจุลภาคมีอัตราสูงขึ้นที่บริเวณขอบวัสดุด้านเหงือก การเบเวลและการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดเฉพาะจุดที่ขอบด้านบดเคี้ยวช่วยลดการรั่วซึมระดับจุลภาคได้ สำหรับความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะพบว่าสารลดอาการเสียวฟันชนิดออกซาเลตส่งผลให้ค่าแรงยึดติดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่สารลดอาการเสียวฟันชนิดกลูตารัลดีไฮด์ให้ค่าแรงยึดติดที่ไม่แตกต่างกับของกลุ่มควบคุม

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณโรงพยาบาลพระรามเก้าและเจ้าหน้าที่ รวมถึงเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์และเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือและอุปกรณ์ในการทำวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Kim JW, Park JC. Dentin hypersensitivity and emerging concepts for treatments. ***J Oral Biosci*** 2017;59(4):211-7.

2. Maeda FA, Guedes APA, Catelan A, Pavan S, Briso ALF, Sundfeld RH, *et al.* Influence of desensitizing agents on the microshear bond strength of adhesive systems to dentin. Acta Odontol Latinoam 2009;22(1):41-5.

3. Duran I, Sengun A. The long-term effectiveness of five current desensitizing products on cervical dentine sensitivity. ***J Oral Rehabil*** 2004;31(4):351-6.

4. Pashley DH. Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion. ***J Endod*** 1986;12(10):465-74.

5. Mozaffari HR, Ehteshami A, Zallaghi F, Chiniforush N, Moradi Z. Microleakage in class V composite restorations after desensitizing surface treatment with Er:YAG and CO2 lasers. ***Laser Ther*** 2016; 25(4):259-66.

6. Shiau HJ. Dentin hypersensitivity. ***J Evid Based Dent Pract*** 2012; 12(1):220-8.

7. Trushkowsky RD, Oquendo A. Treatment of dentin hypersensitivity. ***Dent Clin North Am*** 2011;55(3):599-608.

8. Qin CY, Xu JW, Zhang YJ. Spectroscopic investigation of the function of aqueous 2-hydroxyethylmethacrylate/ glutaraldehyde solution as a dentin desensitizer. ***Eur J Oral Sci*** 2006;114(4):354-9.

9. Ling TY, Gillam DG. The effectiveness of desensitizing agents for the treatment of cervical dentine sensitivity (CDS)--a review. **J West Soc Periodontol Periodontal Abstr** 1996;44(1):5-12.

10. Shafiei F, Memarpour M. Effect of surface pretreatment with two desensitizer techniques on the microleakage of resin composite restorations. ***Lasers Med Sci*** 2013;28(1):247-51.

11. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. ***J Adhes Dent*** 2003;5(1):47-56.

12. Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. ***Dent Mater*** 2005; 21(4):375-83.

13. Montoya C, Arango-Santander S, Pelaez-Vargas A, Arola D, Ossa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. ***Arch Oral Biol*** 2015;60(12):1811-20.

14. Aydin B, Pamir T, Baltaci A, Orman MN, Turk T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. ***Eur J Dent*** 2015;9(2):262-6.

15. Yikilgan I, Akgul S, Özcan S, Bala O, Ömürlü H. An *in vitro* evaluation of the effects of desensitizing agents on microleakage of class V cavities. ***J Clin Exp Dent*** 2016;8(1):55-9.

16. Huh JB, Kim JH, Chung MK, Lee HY, Choi YG, Shim JS. The effect of several dentin desensitizers on shear bond strength of adhesive resin luting cement using self-etching primer. ***J Dent*** 2008;36(12):1025-32.

17. Perdigao J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion - not there yet. ***Jpn Dent Sci Rev*** 2020;56(1):190-207.

18. Sabatini C, Wu Z. Effect of desensitizing agents on the bond strength of mild and strong self-etching adhesives. ***Oper Dent*** 2015;40(5):548-57.

19. Saffarpour A, Saffarpour A, Kharazifard MJ, Golmohamadi N. Effect of a desensitizing varnish on microleakage of two self-etch adhesives. ***J Dent*** 2015;12(11):807-14.

20. Viswanath N, Inbaraj AS, Amaechi BT, Gandhi GD, Subramani RP. Influences of desensitizing agents on bond strength of etch-and-rinse and self-etch adhesive system to dentin. ***J Conserv Dent*** 2020; 23(5):522-7.
21. Arisu HD, Dalkihc E, Uctasli MB. Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive to dentin. ***Oper Dent*** 2011;36(2):153-61.
22. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. Effects of oxalate on dentin bonding. ***Am J Dent*** 1993;6(3):116-8.
23. Jacker-Guhr S, Ibarra G, Oppermann LS, Luhrs AK, Rahman A, Geurtsen W. Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. ***Clin Oral Investig*** 2016;20(7):1709-18.
24. Tay FR, Pashley DH, Mak YF, Carvalho RM, Lai SC, Suh BI. Integrating oxalate desensitizers with total-etch two-step adhesive. ***J Dent Res*** 2003;82(9):703-7.
25. Emir F, Ayyildiz S, Sahin C. What is the changing frequency of diamond burs? ***J Adv Prosthodont*** 2018;10(2):93-100.
26. Bae JH, Yi J, Kim S, Shim JS, Lee KW. Changes in the cutting efficiency of different types of dental diamond rotary instrument with repeated cuts and disinfection. ***J Prosthet Dent*** 2014;111(1):64-70.
27. Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. ***Biomaterials*** 2003;24(6):1013-21.
28. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. ***J Dent*** 1999;27(2):89-99.
29. Patel S, Bay RC, Glick M. A systematic review of dental recall ntervals and incidence of dental caries. ***J Am Dent Assoc*** 2010; 141(5):527-39.
30. Reinhardt JW, Stephens NH, Fortin D. Effect of Gluma desensitization on dentin bond strength. ***Am J Dent*** 1995;8(4):170-2.
31. Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. ***J Oral Rehabil*** 2001;28(12):1122-8.
32. Aranha ACC, Siqueira CADS, Cavalcante LMA, Pimenta LAF, Marchi GM. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. ***J Adhes Dent*** 2006;8(2):85-90.
33. Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. ***J Am Dent Assoc*** 2002;133(2):229-31.
34. Christensen GJ. Overcoming the challenges of class II resin-based composites. ***J Am Dent Assoc*** 2006;137(7):1021-3.
35. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. ***Ann Stomatol (Roma)*** 2017;8(1):1-17.

แก้คำผิด (Erratum)

เนื่องจากปรากฏคำผิด หน้าที่ 259 ในบทความวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ ปีที่ 71 ฉบับที่ 4 (*J Dent Assoc Thai* 2021;71(4):258-64) ดังต่อไปนี้

บทวิทยาการ เทคนิคการผ่าตัดเย็บริมฝีปากและจมูกระยะแรกภายหลังการใช้โคราชแนม 2 ด้านในผู้ป่วยปากแหว่งเพดานโหว่ด้านเดียวชนิดสมบูรณ์: รายงานผู้ป่วยและการติดตามผลภายหลังการรักษา 5 ปี

Original Article Primary Lip and Nose Repair Technique After Using 2 Sides of Korat NAM in Unilateral Complete Cleft Lip

and Palate Patient: A 5 Years Follow Up Case Report

หัวข้อ **ติดต่อเกี่ยวกับบทความ หน้า 259**

เดิม พินัย นิรันดร์รุ่งเรื่อง

แก้เป็น พินัย นิรันดร์รุ่งเรือง

ทั้งนี้ สาราณียกรต้องกราบขออภัย ผู้อ่านทุกท่านเป็นอย่างสูง มา ณ โอกาสนี้

CONTINUING EDUCATION QUIZ

Journal of The Dental Association of Thailand

Year 2022 Volume 72 Issue 1 January – March 2022

ผลของกระบวนการขัดและกระบวนการเคลือบผิวต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุกลุ่มไฮบริดเรซิน-เซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมก่อนและหลังกระบวนการจำลองการแปรงฟัน

เบญญาภา ตันตินิกร[1], บุญฑริก นิยติวัฒน์ชาญชัย[1]

[1]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

1. วัสดุทั้งสองชนิดที่ใช้ในงานวิจัย จัดเป็นวัสดุประเภทใด
   ก. Zirconia-reinforced ceramic materials
   ข. Hybrid resin-ceramic materials
   ค. Lithium disilicate glass ceramics
   ง. Nanoparticle resin composite

2. ข้อใดไม่ใช่ข้อดีของวัสดุในกลุ่ม hybrid resin-ceramic materials
   ก. มีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติ
   ข. มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงฟันธรรมชาติ
   ค. มีความแข็งแรงเทียบเท่าวัสดุในกลุ่มลิเธียมไดซิลิเกต กลาสเซรามิกส์
   ง. สามารถขึ้นรูปและยึดชิ้นงานในช่องปากโดยอาศัยการทำงานในคลินิกเพียง 1 ครั้ง

3. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับองค์ประกอบของวัสดุทั้งสองชนิดที่ใช้ในงานวิจัย
   ก. Vita Enamic มีองค์ประกอบหลักเป็นลิเธียมไดซิลิเกต กลาสเซรามิกส์อยู่ปริมาณร้อยละ 86
   ข. Cerasmart มีองค์ประกอบหลักเป็นผลึกชนิดแก้วซิลิกาและแบเรียมขนาดเล็กระดับนาโนเมตร เรียงตัวอัดกันแน่น ปริมาณร้อยละ 71
   ค. VITA Enamic เป็นการผสมผสานกันระหว่างผลึกเซอร์โคเนียและโครงข่ายโพลิเมอร์
   ง. ภาพ SEM ของวัสดุ Cerasmart พบว่ามีลักษณะของอนุภาคขนาดเล็กจับตัวแน่นเป็นกลุ่มก้อน กระจายทั่วไปในเนื้อวัสดุ

4. ข้อใดไม่ถูกต้องเกี่ยวกับการเตรียมพื้นผิววัสดุก่อนการเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง
   ก. วัสดุ Cerasmart - ทำการพ่นพื้นผิวด้วยอลูมินัมออกไซด์ ขนาด 50 ไมครอน
   ข. วัสดุ VITA Enamic - ทำการกัดผิวด้วยกรด Hydrofluoric ความเข้มข้นร้อยละ 5 เป็นเวลา 60 วินาที
   ค. วัสดุทั้งสองชนิดต้องทำการทาสารควบคู่ไซเลนก่อนการทาสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง
   ง. ถูกทุกข้อ

5. ข้อใดไม่เหมาะสมเกี่ยวกับการเตรียมวัสดุในกลุ่มนี้ให้พื้นผิวมีความเรียบเงา
   ก. ขัดด้วยหัวขัดเฉพาะของวัสดุประเภท hybrid resin ceramic materials
   ข. ทาสารเคลือบผิวด้วยสารเคลือบผิวชนิดฉายแสง
   ค. เคลือบผิวด้วยการเผา
   ง. ควรตรวจสอบสภาพวัสดุบูรณะเป็นประจำและทำการขัดให้เรียบเงาใหม่เป็นระยะ

กรุณา ลงทะเบียนหรือ Login ใน www.cdec.or.th เพื่อตอบคำถามและรับคะแนน 3 หน่วยกิจกรรม

http://descdec.cda.or.th/CDECExam/ExamAns?EXAMKEY=94929