

JDAT

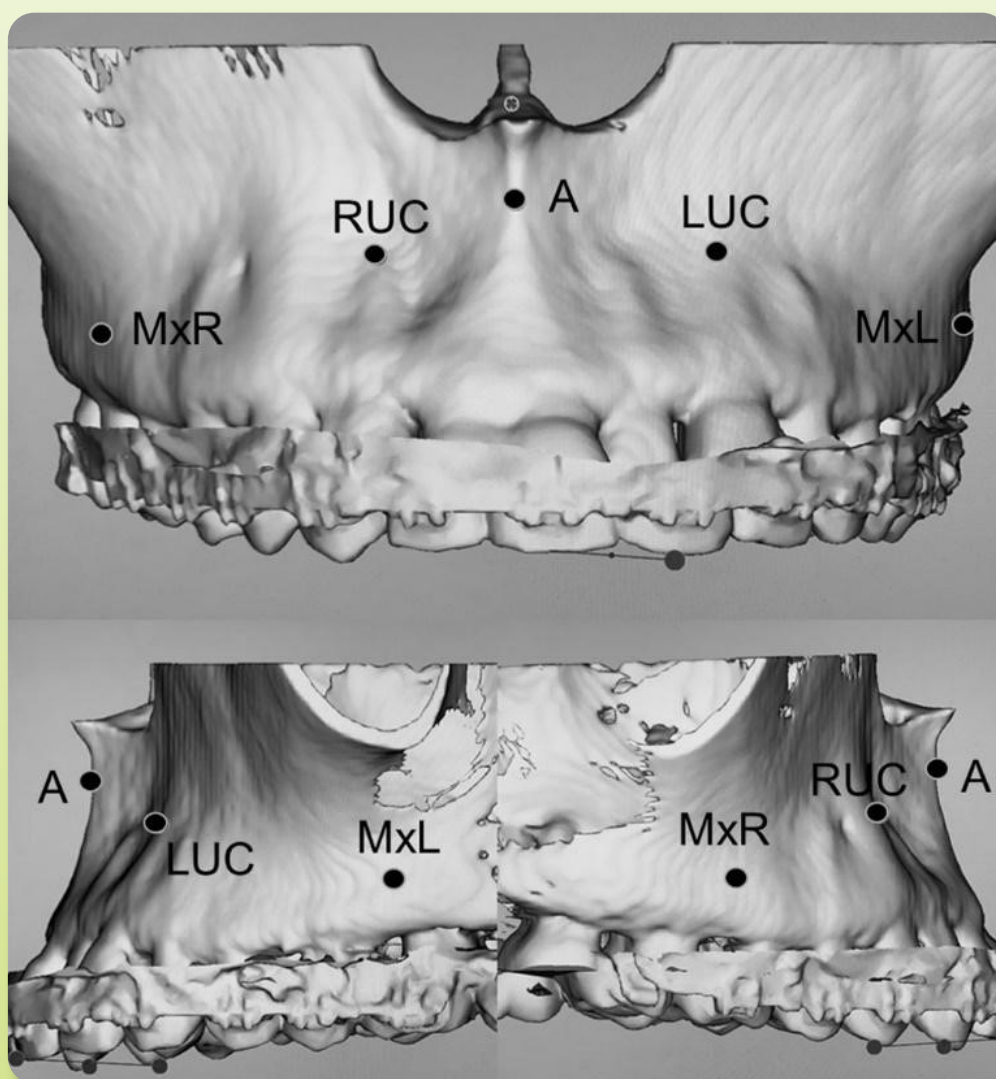


Journal of The Dental Association of Thailand

www.jdat.org

Journal of The Dental Association of Thailand | Volume 72 Number 2 April - June 2022

ISSN 2730 - 4280



CE Quiz

Medication-related Osteonecrosis of the Jaw; MRONJ



วิทยาศาสตร์ทันตแพทยศาสตร์
ปีที่ 72 ฉบับที่ 2 เมษายน - มิถุนายน 2565 | e-ISSN 2730-4280



ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย ในพระบรมราชูปถัมภ์ THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisory Board

Asst. Prof. Anonknart	Bhakdinaronk
Assoc. Prof. Surasith	Kiatpongsan
Dr. Charmary	Reanamporn
Clinical Prof. Pusadee	Yotnuengnit
Lt. Gen. Nawarut	Soonthornwit
Dr. Wantana	Puthipad
Dr. Werawat	Satayanurug
Assoc. Prof. Wacharaporn	Tasachan

Board of Directors 2022 - 2025

President	Dr. Adirek	Sriwatanawongsa
President Elect	Assoc. Prof. Dr. Sirivimol	Srisawasdi
1 st Vice-President	Assoc. Prof. Dr. Nirada	Dhanesuan
2 nd Vice-President	Asst. Prof. Bundhit	Jirajariyavej
Treasurer	Assoc. Prof. Poranee	Berananda
Secretary General	Dr. Chavalit	Karnjanaopaswong
Deputy Secretary General	Maj. Thanasak	Thumbuntu
Foreign Secretary General	Asst. Prof. Ekachai	Chunhacheevachaloke
Editor	Dr. Ekamon	Mahapoka
Chairman of the Convention Facilities	Dr. Prinya	Pathomkulmai
Executive Committee	Assoc. Prof. Porjai	Ruangsri
	Assoc. Prof. Dr. Siriruk	Nakornchai
	Dr. Somchai	Suthirathikul
	Dr. Anuchar	Jitjaturunt
	Asst. Prof. Piriya	Cherdsatirakul
	Asst. Prof. Dr. Sutee	Suksudaj
	Dr. Terdsak	Utasri
	Dr. Thornkanok	Pruksamas
	Asst. Prof. Taksid	Charasseangpaisarn

THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

71 Ladprao 95 Wangthonglang Bangkok 10310, Thailand. Tel: 02-539-4748 Fax: 02-514-1100 E-mail: thaidentalnet@gmail.com



ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย ในพระบรมราชูปถัมภ์ THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisory Board

Assoc. Prof. Porjai Ruangsri
Assist. Prof. Phanomporn Vanichanon
Assoc. Prof. Dr. Patita Bhuridej

Prof. Dr. Mongkol Dejnakintra
Prof. Chainut Chongruk
Special Prof. Sitthi S Srisopark

Editor

Dr. Ekamon Mahapoka

Associate Editors

Prof. Dr. Waranun Buajeeb
Assoc. Prof. Dr. Nirada Dhanesuan

Assoc. Prof. Dr. Siriruk Nakornchai

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 Chantarawatit, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Wannakorn Sriarj, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Pisha Pittayapat, Chulalongkorn University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Yaowaluk Ngoenwiwatkul, Mahidol University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Somsak Mitirattanakul, Mahidol University, Thailand
Assist. Prof. 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
Assoc. Prof. Dr. Aroonwan Lam-ubol, Srinakharinwirot University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Sutee Suksudaj, Thammasat University, Thailand
Assoc. 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

Instruction for Authors

The Journal of the Dental Association of Thailand (*J DENT ASSOC THAI*) supported by the Dental Association 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.

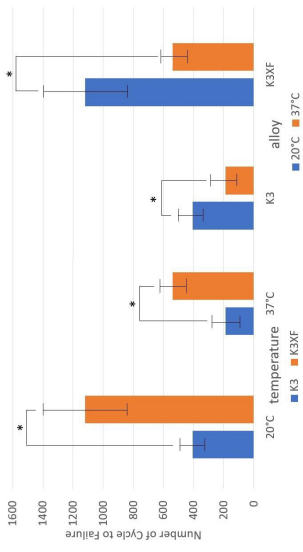
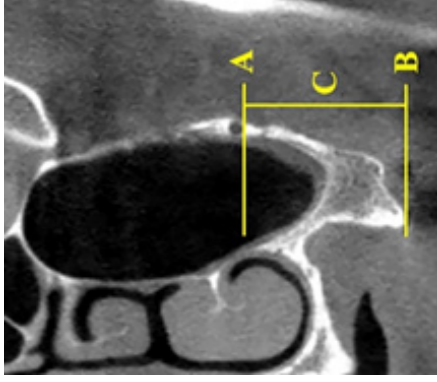
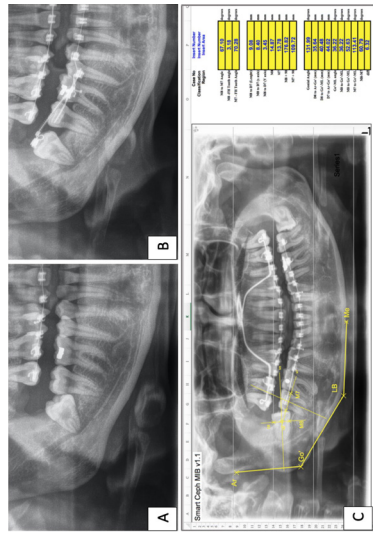
5. Standard abbreviation must be used for abbreviation and symbols. The abbreviation should not be used in the title and abstract. Full words of the abbreviation should be referred at the end of the first abbreviation in the content except the standard measurement units.

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 Grayscale	300 dpi
Combo	Combination of line art and half tone.		tif. of eps.	RGB of Grayscale	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 in tables and in paragraph. Emphasize only 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 in "Index Medicus" published annually of from the website <http://www.nlm.nih.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 Saunders; 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 Livingstone; 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 Neurophysiology; 1995 Oct 15-19; Kyoto, Japan. Amsterdam; Elsevier; 1996.

- Conference paper

Hotz PR. Dental plaque control and caries. In: Lang PN, Attstrom R, Loe H, editors. Proceedings of the European Work shop on Mechanical Plaque 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, Limioli 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)

Aboud 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 if 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 2 เมษายน - มิถุนายน พ.ศ. 2565

บทความปริทัศน์

- แนวทางการรักษาทางทันตกรรมในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อ
ภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา 240
เบญจา อิศรางกูร ณ อยุธยา
นิศาชล สิริไพบูลย์พงศ์

- ทบทวนวรรณกรรมแนวทางการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียม 250
พิริยา สุตสวัสดิ์
อรรณภูมิ เลิศพิมลชัย
แมนสรวง อักษรนุกิจ

รายงานผู้ป่วย

- อุปกรณ์ภายนอกช่องปาก: เครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสำหรับ 268
ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์
พนารัตน์ ขอดแก้ว
พรพรรณ ดาศรี
ปนัดดา นันทวาสน์
กฤษณ์ ขวัญเงิน

บทความวิชาการ

- Effect of Different Placement Methods on Voids 278
Formation in Class II Cavity Restored with Bulk-fill
Resin Composite
Parinthorn Siyoputhawong
Chaiwat Maneenut

- Flexural Strength of Various Sizes and Weight 287
of Silane-treated Alumina Reinforced Heat-
polymerized Acrylic Resins
Duangjai Uraivichaikul
Issarawan Boonsiri
Kamolporn Wattanasirmit
Udom Thongudomporn

- ผลของการแปรงฟันต่อความหยาบและความมันเงาพื้นผิว 300
ของวัสดุนาโนคอมโพสิต
ณิชภา ธนาดลพิจิต
ชัยวัฒน์ มณีบุษย์
ปาจริย์ สุนทรสวัสดิ์
ผลิกา เหลืองเรืองรอง

Contents

Volume 72 Number 2 April - May 2022

Review Article

- Medication-related Osteonecrosis of the Jaw;
MRONJ
Benjar Issaranggun Na Ayuthaya
Nisachon Siripailoonpong

- Denture Stomatitis: Review of Treatment Protocol
Piriya Sudswad
Attawood Lertpimonchai
Mansuang Arksornnukit

Case Report

- Extraoral Appliances: Effective Tools for the Infants
with Complete Cleft Lip and Cleft Palate
Panarat Kodkeaw
Pornpun Dasri
Panutda Nantawad
Krit Khwanngern

Original Articles

- Effect of Different Placement Methods on Voids
Formation in Class II Cavity Restored with Bulk-fill
Resin Composite
Parinthorn Siyoputhawong
Chaiwat Maneenut

- Flexural Strength of Various Sizes and Weight
of Silane-treated Alumina Reinforced Heat-
polymerized Acrylic Resins
Duangjai Uraivichaikul
Issarawan Boonsiri
Kamolporn Wattanasirmit
Udom Thongudomporn

- Effect of Tooth Brushing on Surface Roughness and
Gloss of Nano Composites
Nichapa Thanadolpijit
Chaiwat Maneenut
Pacharee Soonthornsawad
Palika Luangruangrong



วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 2 เมษายน - มิถุนายน พ.ศ. 2565

บทวิพากษ์

The Outcome of Two-Jaw Orthognathic Surgery Using 3-Dimensional Analysis of Virtual Surgical Planning: A Retrospective Study

Sappasith Panya

Wichuda Kongsong

Keskanya Subbalekha

ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีฟันของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก:

การศึกษาในมนุษย์

ชญชนก ปุณณะภักดี

ชัยวัฒน์ มณีบุษย์

ความสัมพันธ์ระหว่างความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลและสถานะโรคฟันผุของเด็กก่อนวัยเรียน ในอำเภอทุ่งไทรทอง จังหวัดสุโขทัย

ปิยภา สอนชม

ปิยะนารถ จาติเกตุ

Efficacy of Restorative Primers on the Shear Bond Strength of Polymer-Infiltrated Ceramic Network to Resin Cement

Spun Lenglerdphol

Taksid Charasseangpaisarn

Nuttapop Tiranalinvit

Teerapat Rachauppanan

Chanikarnt Hongtrakul

Supanat Kiatsompop

Perapat Thamprasom

การรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันกรามน้ำนมล่างด้วยวัสดุแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และแคลเซียมไฮดรอกไซด์

ปวีตรา วุฒิกรวิภาค

ณัฐนันท์ โกวิทวัฒนา

สมหมาย ขอบอิสระ

อรนุช เตชาธาราทิพย์

Contents

Volume 72 Number 2 April - May 2022

Original Article

311 The Outcome of Two-jaw Orthognathic Surgery Using 3-Dimensional Analysis of Virtual Surgical Planning: A Retrospective Study

Sappasith Panya

Wichuda Kongsong

Keskanya Subbalekha

319 Reliability and Validity in Tooth Color Measurement of Spectrophotometer and Intraoral Scanners : *In-vivo* Study

Tanchanok Puranapakdee

Chaiwat Maneenut

329 Relationship between Caregiver Oral Health Literacy and Dental Caries Status of Pre-school Children in Kongkailas District, Sukhothai Province

Piyapa Sornchom

Piyanart Chatiket

340 Efficacy of Restorative Primers on the Shear Bond Strength of Polymer-infiltrated Ceramic Network to Resin Cement

Spun Lenglerdphol

Taksid Charasseangpaisarn

Nuttapop Tiranalinvit

Teerapat Rachauppanan

Chanikarnt Hongtrakul

Supanat Kiatsompop

Perapat Thamprasom

347 Indirect Pulp Treatment in Lower Primary Molars Applied with A Light-cured Resin-modified Calcium Silicate, Chlorhexidine Gluconate and Calcium Hydroxide

Pavitra Wutikornwipak

Nattanan Govitvattana

Sommai Chobisara

Oranuch Techatharatip



วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 2 เมษายน - มิถุนายน พ.ศ. 2565

บทวิทยากร

The Effect of Silanization and Thermocycling on the Microshear Bond Strength of Silane-Containing Universal Adhesive to Aged Resin Composite

Chonlaya Bumrungruan

Thanyaporn Niyomdee

Boonyaporn Rotrungsasithon

Paweeorn Laosophaphan

Apidchaya Khuntawit

Booraklyn Pongmurata

การเปรียบเทียบลักษณะเส้นสำรวจบนชิ้นหล่อศึกษาที่ได้จากเครื่องสำรวจสำหรับใช้ในช่องปากชนิดใหม่และเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

กฤษชนก ดึงไทรย์ภพ

สุพาณี บุรณธรรม

ไพฑูรย์ ดาวสดใส

In vivo Protein expression after delivery of modified mRNA encoding bone morphogenetic protein - 2 into rat gingiva using different delivery systems: A Pilot Study

Anawat Amatyakul Suppakitjareon

Rangsini Mahanonda

Noppadol Sa-Ard-lam

Theeraphat Chanamuangkon

Pimprapa Rek-yen

Wichaya Wisitrasameewong

Stress and Burnout of Undergraduate Dental Students in Chulalongkorn University during COVID-19 Pandemic

Keskanya Subbalekha

Masron Yuera

Ratchanon Chanpeng

Win Suwannarat

Pagaporn Pantumwadee Pisarnaturakit

Contents

Volume 72 Number 2 April - May 2022

Original Article

356 The Effect of Silanization and Thermocycling on the Microshear Bond Strength of Silane-containing Universal Adhesive to Aged Resin Composite

Chonlaya Bumrungruan

Thanyaporn Niyomdee

Boonyaporn Rotrungsasithon

Paweeorn Laosophaphan

Apidchaya Khuntawit

Booraklyn Pongmurata

363 Comparison of Survey Lines Obtained from the Newly Developed Intra-oral Surveyor and a Convention Dental Surveyor: an *in vitro* Study

Kritchank Dountraiphop

Supanee Buranadham

Paitoon Daosodsai

373 *In vivo* Protein Expression after delivery of Modified mRNA encoding bone morphogenetic protein - 2 into rat gingiva using different delivery systems: A Pilot Study

Anawat Amatyakul Suppakitjareon

Rangsini Mahanonda

Noppadol Sa-Ard-lam

Theeraphat Chanamuangkon

Pimprapa Rek-yen

Wichaya Wisitrasameewong

380 Stress and Burnout of Undergraduate Dental Students in Chulalongkorn University during COVID-19 Pandemic

Keskanya Subbalekha

Masron Yuera

Ratchanon Chanpeng

Win Suwannarat

Pagaporn Pantumwadee Pisarnaturakit



วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 72 ฉบับที่ 2 เมษายน - มิถุนายน พ.ศ. 2565

บทวิพากษ์

- Comparison of Back- and Forward-scattered Radiation from Different Dental Materials using Therapeutic dose of Radiation, *In vitro* 393
Pravej Serichetaphongse
Thansinee Kunapinun

- ประสิทธิภาพของวิธีการฉายแสงที่ต่างกันต่อการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุ เรซินคอมโพสิตชนิดบดฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่ถูกบดในโพรงฟันชนิดที่สอง 404
วิชา ชินนิยมวนิช
ฐิตพัฒน์ เงินสุทิวรกุล
ราจุ บอดต้า
วาริณี ศรีมหาโชค
บุญทริก นิตติวัฒน์ชาญชัย

- Physical Properties of White Portland Cement with Bismuth Oxide Modified by Chitosan and Calcium Chloride 418
Bovorn Kongsangdao
Oranart Matangkasombut
Chootima Ratisoontorn
Mettachit Navachinda
Sakanus Vijintanawan
Anchana Panichuttra

Contents

Volume 72 Number 2 April - May 2022

Original Article

- Comparison of Back- and Forward-scattered Radiation from Different Dental Materials using Therapeutic Dose of Radiation, *In vitro*
Pravej Serichetaphongse
Thansinee Kunapinun

Viscosity Bulk-fill Resin Composite in Class II Restorations

- Watcha Chinniyomwanich
Thitaphat Ngernsutivorakul
Raju Botta
Varinee Srimahachota
Boondarick Niyatiwatchanchai

Physical Properties of White Portland Cement with Bismuth Oxide Modified by Chitosan and Calcium Chloride

- Bovorn Kongsangdao
Oranart Matangkasombut
Chootima Ratisoontorn
Mettachit Navachinda
Sakanus Vijintanawan
Anchana Panichuttra

Front cover image:

adapted from The reference points of the maxilla. (see *Panya et al.*, page 313 for detail)



บทความปริทัศน์

แนวทางการรักษาทางทันตกรรมในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา

Medication-related Osteonecrosis of the Jaw; MRONJ

เบญจา อิศรางกูร ณ อยุธยา¹, นิสาชล สิริไพบูลย์พงศ์^{2,3}

Benjar Issaranggun Na Ayuthaya¹, Nisachon Siripaiboonpong^{2,3}

¹ภาควิชาเภสัชวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

¹Department of Pharmacology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

²ศูนย์เชี่ยวชาญเฉพาะทางโรคปริทันต์และรากฟันเทียม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

²Center of Excellence in Periodontal Disease and Dental Implant, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

³ภาควิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

³Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

ภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา (Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw; MRONJ) เป็นภาวะแทรกซ้อนที่พบได้ในผู้ป่วยที่ได้รับยาต้านการสลายกระดูก (antiresorptive) หรือยาต้านการสร้างหลอดเลือด (antiangiogenic) แม้ว่าจะเป็นภาวะแทรกซ้อนที่พบได้ค่อนข้างน้อย แต่ก็เป็นภาวะที่ให้การรักษาได้ยาก และอาจมีความรุนแรงส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย การติดเชื้อในช่องปาก และการรักษาทางทันตกรรมเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิดภาวะ MRONJ ดังนั้น ทันตแพทย์จึงจำเป็นต้องวางแผนการรักษาทางทันตกรรมให้เหมาะสมในผู้ป่วยแต่ละราย โดยประเมินจากลักษณะของโรคที่เป็นสาเหตุที่ต้องให้ยา (โรคมะเร็ง และ โรคอื่น ๆ) และ ระยะของการให้ยา (ก่อน หรือ หลังการเริ่มให้ยา) รวมทั้งปัจจัยเสี่ยงอื่น ๆ เช่น ชนิดของยา ปริมาณของยา ระยะเวลาที่ผู้ป่วยได้รับยา ประเภทของการรักษาทางทันตกรรม การสูบบุหรี่ โรคทางระบบ ปัจจัยทางพันธุกรรม เป็นต้น ในปัจจุบันผู้ป่วยที่ได้รับยาต้านการสลายกระดูก หรือยาต้านการสร้างหลอดเลือดมีจำนวนเพิ่มขึ้น บทความปริทัศน์นี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้เป็นแนวทางสำหรับทันตแพทย์ในการวางแผนการรักษาทางทันตกรรมในผู้ป่วยกลุ่มนี้ การให้ความรู้กับผู้ป่วย งานทันตกรรมป้องกัน รวมทั้งความร่วมมือระหว่างทันตแพทย์ และ แพทย์ผู้ให้การรักษาผู้ป่วยนั้น เป็นสิ่งจำเป็นในการดูแลผู้ป่วยที่ได้รับยากลุ่มนี้ และการลดอัตราการเกิดภาวะกระดูกขากรรไกรตายได้

คำสำคัญ: แนวทางการรักษาทางทันตกรรม, ภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา, ยาต้านการสลายกระดูก, ยาต้านการสร้างหลอดเลือด

Abstract

Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw (MRONJ) is an adverse reaction found in patients prescribed with antiresorptive and antiangiogenic drugs. Even though the incidence is low but the symptoms are relatively severe and could affect the patients' quality of life. Oral infection and invasive dental treatments are among the risk factors of MRONJ. Careful risk assessment and treatment planning are required considering the category of the disease (cancer versus non-cancer) and the timing of treatment (before versus after starting antiresorptive and antiangiogenic drugs). The other risk factors to be considered are type, dose and duration of medication, type of dental treatment, smoking status, systemic diseases and genetic factor. As the number of patients receiving antiresorptive and antiangiogenic

drugs is increasing, this review aims to describe the dental management for patients at risk of MRONJ in order to provide some guidelines for dentists who work with this group of patients. Patient education, primary prevention and multidisciplinary approach from both dentist and physician involved are necessary to provide good care of the patient taking these drugs and reduce the risk of this severe complication.

Keywords: Dental management, Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw, Antiangiogenic drug, Antiresorptive drug

Received Date: Sep 15, 2021

Revised Date: Oct 25, 2021

Accepted Date: Dec 13, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.25

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

นิสาชล สิริไพบูลย์พงศ์, ภาควิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย โทร: 02-2188851 แฟกซ์: 02-2188852 อีเมล: nisachon.si@chula.ac.th

Correspondence to:

Nisachon Siripaiboonpong, Diplomat, Thai Board of Periodontology, Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand. Tel: 02-218-8851 Fax: 02-218-8852 Email: nisachon.si@chula.ac.th

บทนำ

ยายับยั้งการสลายกระดูก (antiresorptive) และยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด (antiangiogenic) เป็นยาที่ใช้ในการรักษาโรคทางระบบที่สำคัญ ได้แก่ โรคกระดูกพรุน (osteoporosis)¹ และโรคมะเร็งบางชนิด เช่น มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก และ multiple myeloma² เป็นต้น เมื่อพิจารณาความชุกของการเกิดโรคมะเร็งในประเทศไทย พบว่าในผู้หญิงอายุ 40 - 80 ปีมีความชุกของโรคกระดูกพรุนร้อยละ 19.8 ที่กระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar spine) และร้อยละ 13.6 ที่คอกระดูกสะโพก (femoral neck) นอกจากนี้ความชุกจะมากขึ้นตามอายุ โดยผู้หญิงที่อายุมากกว่า 70 ปีจะพบโรคกระดูกพรุนได้มากกว่าร้อยละ 50³ สำหรับโรคมะเร็งในปี 2563 องค์การอนามัยโลกรายงานจำนวนผู้ป่วยใหม่ในประเทศไทย 190,636 ราย โดยมะเร็งเต้านมเป็นมะเร็งที่พบมากที่สุดในประเทศหญิง และ มะเร็งต่อมลูกหมากพบมากเป็นอันดับ 4 ในเพศชาย⁴ ดังนั้นจึงมีโอกาสมากขึ้นที่ทันตแพทย์จะพบผู้ป่วยที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก และยายับยั้งการสร้างหลอดเลือดเพิ่มมากขึ้น ผู้ป่วยที่ได้รับยาเหล่านี้จะมีความเสี่ยงที่จะเกิดภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา (Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw; MRONJ) ซึ่งเป็นภาวะที่ให้การรักษายาก และส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย การติดเชื้อในช่องปากทั้งจากฟัน อวัยวะปริทันต์ หรือรากฟันเทียม รวมทั้งการถอนฟัน ต่างเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิด MRONJ^{2,5} และการใช้ทันตกรรมป้องกันสามารถลดความเสี่ยงในการเกิด MRONJ ได้^{6,7} ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่ทันตแพทย์จะต้องสามารถประเมินความเสี่ยงของผู้ป่วย และวางแผนการรักษาร่วมกับแพทย์ เพื่อลดโอกาสในการเกิด

MRONJ ในผู้ป่วยที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก หรือ ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด

คำนิยาม MRONJ

ภาวะ MRONJ เป็นภาวะที่มีการตายของกระดูกขากรรไกรที่เป็นผลข้างเคียงจากการใช้ยายับยั้งการสลายกระดูก หรือ ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือดซึ่งพบได้น้อย โดยสมาคมศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียลแห่งสหรัฐอเมริกา (American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons) ได้ให้คำนิยามของ MRONJ⁸ ว่าต้องประกอบไปด้วยองค์ประกอบดังนี้

1. เกิดในผู้ป่วยที่กำลังได้รับ หรือเคยได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก หรือยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด
2. มีการเผยของกระดูก (bone exposure) หรือมีรูทะลุ (fistula) ภายในหรือภายนอกช่องปากที่เชื่อมต่อถึงกระดูกในบริเวณกระดูกขากรรไกรและใบหน้า ที่คงอยู่นานกว่า 8 สัปดาห์
3. ไม่เคยได้รับการฉายรังสีรักษาบริเวณกระดูกขากรรไกร หรือมีรอยโรคการแพร่กระจาย (metastasis) มายังบริเวณดังกล่าว

ภาวะ MRONJ มักพบหลังจากการรักษาทางทันตกรรมที่เกี่ยวข้องกับกระดูก อย่างไรก็ตามภาวะดังกล่าวสามารถเกิดขึ้นได้เอง อาการและอาการแสดงของผู้ป่วย MRONJ ได้แก่ แผลหายช้าหลังจากการถอนฟันหรือการผ่าตัด มีอาการปวด การติดเชื้อที่เนื้อเยื่ออ่อน การบวม การชา หรือมีการเผยของกระดูก แต่ในผู้ป่วยบางรายอาจไม่มีอาการ⁹

ยาที่เกี่ยวข้องกับการเกิด MRONJ

ในปัจจุบันมียาหลายชนิดที่มีรายงานความสัมพันธ์กับการเกิด MRONJ โดยสามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่

1. ยายับยั้งการสลายกระดูก

ยากลุ่มนี้จะทำหน้าที่ในการยับยั้งการแปรสภาพ (differentiation) และการทำงานของเซลล์สลายกระดูก (osteoclast) ทำให้

การสร้างและการละลายของกระดูกลดลง กระดูกขากรรไกรเป็นกระดูกที่มีอัตราการสร้างและสลายของกระดูกมาก ทำให้ได้รับผลจากยากลุ่มนี้มากกว่ากระดูกในบริเวณอื่น ๆ ยายับยั้งการสลายกระดูกที่มีความสัมพันธ์กับการเกิด MRONJ ได้แก่ยากลุ่ม bisphosphonates และ denosumab โดยตัวอย่างข้อสามัญและข้อการค้าของยาในกลุ่มดังกล่าว จะแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ตัวอย่างยา ชื่อทางการค้า และข้อบ่งใช้ของยายับยั้งการสลายกระดูกและยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด³⁰

Table 1 Drug name, trade name and indication of antiresorptive and antiangiogenic drugs³⁰

กลุ่มยา	ชื่อสามัญ	ชื่อการค้า	ข้อบ่งใช้	รูปแบบยา
ยายับยั้งการสลายกระดูก				
Bisphosphonates	Zoledronate	Zometa®	Bone metastases	IV
		Reclast®	Osteoporosis	IV
	Pamidronate	Aredia®	Bone metastases	IV
	Alendronate	Fosamax®	Osteoporosis	PO
	Ibandronate	Boniva®	Osteoporosis	PO
	Risedronate	Actonel® Atelvia®	Osteoporosis	PO
	Etidronate	Didronel®	Osteoporosis, Paget’s disease	PO
		Skelid®	Paget’s disease, Heterotopic ossification	PO
	Tiludronate		Paget’s disease	PO
RANKL inhibitor	Denosumab	Xgeva®	Bone metastases	SC
		Prolia®	Osteoporosis	SC
ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด				
Tyrosine kinase inhibitors	Sunitinib	Sutent®	Gastrointestinal stromal tumor, renal cell carcinoma, Pancreatic neuroendocrine tumor	PO
	Sorafenib	Nexavar®	Hepatocellular carcinoma, Renal cell carcinoma	PO
	Cabozantinib	Cabometyx®	Renal cell carcinoma, Hepatocellular carcinoma	IV
		Cometriq®	Medullary thyroid cancer	PO
	Dasatinib	Sprycel®	Chronic myeloid leukemia, Acute lymphoblastic leukemia	PO
Monoclonal antibody ต่อ vascular endothelial growth factor (VEGF)	Bevacizumab	Avastin®	Metastatic colorectal carcinoma, Nonsquamous nonsmall cell lung carcinoma, Glioblastoma, Metastatic renal cell carcinoma	IV
VEGF decoy receptor	Ziv-aflibercept	Zaltrap®	Colorectal cancer	IV
Mammalian target of rapamycin inhibitors	Temsirolimus	Torisel®	Advanced renal cell carcinoma	IV
	Everolimus	Afinitor®	Advanced renal cell carcinoma, Breast cancer, Neuroendocrine tumours, Renal angiomyolipoma, Subependymal giant cell astrocytoma, Partial onset seizures, Kidney transplant rejection, Liver transplant rejection	PO

Abbreviations: IV; Intravenous, PO; Per Oral, SC; Subcutaneous

1.1 ยากลุ่ม bisphosphonates จะลดการสลายของกระดูก โดยไปยับยั้งการทำงานของเอนไซม์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้าง การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และการทำงานของเซลล์สลายกระดูก โดยยาสามารถจับกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) และอยู่ในกระดูกได้เป็นระยะเวลานาน เช่นยา alendronate จะมีค่าครึ่งชีวิตในกระดูกถึง 10 ปี¹⁰ นอกจากนี้ยากลุ่มนี้ยังมีผลต่อการหายของเนื้อเยื่ออ่อน โดยจะไปยับยั้งการเพิ่มจำนวนและเพิ่มการตายของเซลล์เคอราทีโนไซต์ (keratinocytes)^{11,12} รวมทั้งยับยั้งการสร้างหลอดเลือดใหม่¹³ ทำให้การซ่อมแซมของกระดูกแย่ลงและเกิดภาวะกระดูกตายได้

ยากลุ่ม bisphosphonates จะใช้ในการรักษาผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน¹ การลุกลามของมะเร็งเต้านม และ มะเร็งต่อมลูกหมาก ไปยังกระดูก รวมทั้งรอยโรคในกระดูกในผู้ป่วย multiple myeloma^{14,15} ภาวะแคลเซียมในเลือดสูง (hypercalcemia) ในผู้ป่วยมะเร็ง¹⁵ และ Paget's disease¹⁶

1.2 ยากลุ่ม receptor activator of nuclear factor KB ligand (RANKL) inhibitor เป็นยาต้านการสลายกระดูกที่ได้รับการรับรองการใช้งานครั้งแรกโดยองค์การอาหารและยาของประเทศสหรัฐอเมริกาในปี 2010 โดยการยับยั้งการสลายกระดูกเกิดผ่านคุณสมบัติของยาที่เป็นโมโนโคลนอล แอนติบอดี (monoclonal antibody) ของมนุษย์ ซึ่งมีความจำเพาะในการจับกับ RANKL ทำให้ RANKL ไม่สามารถจับกับ RANK ซึ่งเป็น receptor ที่มีการแสดงออกอยู่บนผิวเซลล์สลายกระดูก และเซลล์ต้นกำเนิดของเซลล์สลายกระดูก (osteoclast precursor) เป็นผลให้เซลล์สลายกระดูกเหล่านี้ไม่ได้รับการกระตุ้นทั้งในขบวนการเหนี่ยวนำเซลล์มายังบริเวณเป้าหมาย (recruitment) การแปรสภาพ และการกระตุ้น (activation) ทำให้การสลายกระดูกลดลง¹⁷ ทั้งนี้ ผลของยาจะหมดไปหลังจากหยุดยา 9 เดือน¹⁸ ยานี้ใช้ในการป้องกันและรักษาโรคกระดูกพรุน และการลุกลามของมะเร็งไปยังกระดูก เช่นเดียวกับ bisphosphonates นอกจากนั้นยังใช้ในการรักษาภาวะกระดูกละลายจากการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งมักพบในผู้ป่วยที่มีประวัติเป็นมะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก ที่ได้รับการรักษาด้วยการต้านฮอร์โมน (hormone ablation) ทำให้เกิดความผิดปกติต่อขบวนการสร้างและสลายของกระดูก รวมทั้งเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดกระดูกหักตามมา ปัจจุบัน denosumab เป็นยาชนิดเดียวที่ได้รับการรับรองการใช้ในผู้ป่วยกลุ่มนี้²

ยาชนิดอื่น ๆ ที่ใช้ในการรักษาโรคกระดูกพรุน ได้แก่ 1) กลุ่ม parathyroid receptor agonists เช่น ยา teriparatide (Forteo®) ยา abaloparatide (Tymlos®) 2) กลุ่ม selective estrogen-receptor modulators เช่น ยา raloxifene (Celvistal®, Evista®) และ 3) กลุ่ม

calcitonin เช่น ยา calcitonin salmon (Miacalcin®) โดยยาเหล่านี้ไม่พบความเสี่ยงในการทำให้เกิดภาวะ MRONJ¹⁹

2. ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด

ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือดจะใช้ในการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง โดยจะมียาในกลุ่มนี้บางชนิดที่มีรายงานการเกิด MRONJ แบ่งตามกลไกการทำงานของยาได้เป็น 4 กลุ่ม คือ 1) tyrosine kinase inhibitor 2) monoclonal antibody ต่อ vascular endothelial growth factor (VEGF) 3) VEGF decoy receptor และ 4) mammalian target of rapamycin inhibitors²⁰ โดยชื่อการค้าของยาในกลุ่มดังกล่าว จะแสดงในตารางที่ 1

MRONJ ที่เกิดจากยากลุ่มนี้สามารถพบได้ในผู้ป่วยที่รับยายับยั้งการสร้างหลอดเลือดเพียงอย่างเดียว หรือในผู้ป่วยที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูกร่วมกับยายับยั้งการสร้างหลอดเลือดก็ได้²⁰⁻²³ MRONJ ที่พบจากยากลุ่มนี้จะมีพยากรณ์โรคที่ตีกว่า MRONJ ที่เป็นผลจากยายับยั้งการสลายกระดูก ซึ่งอาจเป็นผลมาจากค่าครึ่งชีวิตของยาที่สั้นกว่า^{24,25} และพบการสะสมในร่างกายน้อยกว่า²⁶ โดยพบอัตราการหายของโรคได้ร้อยละ 62 และจะหายได้ในระยะเวลาเฉลี่ย 6.75 เดือน¹⁹ ในขณะที่ MRONJ จากยายับยั้งการสลายกระดูกพบอัตราการหายได้ร้อยละ 50²⁷ และจะหายได้ในระยะเวลาเฉลี่ย 8.2 เดือน²⁸ ลักษณะอื่น ๆ ที่แตกต่างจาก MRONJ ที่เกิดจากยายับยั้งการสลายกระดูกคือ การมีระยะเวลาก่อนเกิดโรคที่สั้น (ประมาณร้อยละ 50 ของผู้ป่วยจะเริ่มเกิดโรคที่ 20 สัปดาห์) การเกิดโรคสามารถเกิดได้แม้ไม่มีปัจจัยกระตุ้นที่ชัดเจน (สามารถพบได้ถึงร้อยละ 40 ในผู้ป่วยที่ได้รับยากลุ่มนี้) และโรคมะเร็งที่พบอัตราการเกิด MRONJ สูงสุดจากยากลุ่มนี้คือ โรคมะเร็งของทางเดินอาหาร ไต ปอด และ เต้านม^{20,23} ในขณะที่ MRONJ ที่เกิดจากยายับยั้งการสลายกระดูกพบมากในผู้ป่วยโรค multiple myeloma มะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก²⁹

อุบัติการณ์ของ MRONJ

อุบัติการณ์ของ MRONJ ในผู้ป่วยมะเร็ง

ในผู้ป่วยมะเร็งบางชนิด เช่นมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก และ multiple myeloma จะได้รับการรักษาด้วยยายับยั้งการสลายกระดูก หรือ ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด ในผู้ป่วยที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก จะพบอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ ร้อยละ 1-15 โดยผู้ป่วย multiple myeloma พบได้ร้อยละ 2-11 ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมพบได้ร้อยละ 1-7 และผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากพบได้ร้อยละ 6-15³¹ เมื่อพิจารณาแยกตามชนิดของยาที่ผู้ป่วยได้รับจะพบว่า ผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยา zoledronate จะพบอุบัติการณ์ของ MRONJ ร้อยละ 0.33-6.7³²⁻³⁴ และผู้ที่ได้รับยาชนิดนี้จะมีความเสี่ยงในการเกิด MRONJ มากกว่ากลุ่มที่ได้รับยาหลอก (placebo) 50-100 เท่า ในขณะที่

ที่ผู้ป่วยที่ได้รับยา denosumab จะพบ MRONJ ได้ร้อยละ 0.7-1.9^{35,36} อย่างไรก็ตามการศึกษาบางส่วนมีจำนวนผู้เข้าร่วมงานวิจัยน้อย เมื่อพิจารณาเฉพาะการศึกษาที่มีผู้ร่วมวิจัยจำนวน 500 คนขึ้นไป จะพบอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ ในผู้ป่วยมะเร็งได้ร้อยละ 0-2.3 คิดเป็นค่าเฉลี่ยประมาณร้อยละ 1⁹

สำหรับอุบัติการณ์ของ MRONJ ผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยา ยับยั้งการสร้างหลอดเลือด ยังมีการรายงานไม่มากนัก โดยพบอุบัติการณ์ร้อยละ 0.2 ในผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยา bevacizumab และความเสี่ยงจะมากขึ้นเป็นร้อยละ 0.9 เมื่อได้รับยา bevacizumab ร่วมกับ zoledronate³⁷

อุบัติการณ์ของ MRONJ ในผู้ป่วยกระดูกพรุน

อุบัติการณ์ของ MRONJ ในผู้ป่วยกระดูกพรุน ที่ได้รับยา ยับยั้งการสลายกระดูกแบบรับประทาน พบได้ร้อยละ 0.04-0.1^{38,39} ผู้ป่วยที่ได้รับยาในรูปแบบยาฉีดจะมีอุบัติการณ์ใกล้เคียงกันคือร้อยละ 0.017 - 0.0440 สำหรับผู้ที่ได้รับยา denosumab ยังมีรายงานเกี่ยวกับอุบัติการณ์การเกิด MRONJ จำนวนน้อย โดยจากการศึกษาของ Bone และคณะ ในผู้หญิงวัยหมดประจำเดือนจำนวน 4550 ราย ที่ได้รับยา denosumab 60 มิลลิกรัม ทุก 6 เดือน เป็นระยะเวลา 7 และ 10 ปี พบภาวะกระดูกตายในผู้ป่วย 13 ราย⁴¹ และความเสี่ยงจะเพิ่มขึ้นเมื่อได้รับยาเป็นระยะเวลานานมากขึ้น โดยจะพบความเสี่ยงร้อยละ 0.04 ที่ 3 ปี, ร้อยละ 0.06 ที่ 5 ปี และร้อยละ 0.44 ที่ 10 ปี⁴² ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่าผู้ป่วยกระดูกพรุนที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก มีอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ ต่ำมาก

ปัจจัยเสี่ยงของการเกิด MRONJ

1. ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับยา

1.1 ปริมาณของยาที่ผู้ป่วยได้รับ: พบว่าหากผู้ป่วยได้รับยาในปริมาณที่มาก เช่นในผู้ป่วยมะเร็ง อุตุนิยมของการเกิด MRONJ จะมากกว่าหากทำการเปรียบเทียบกับคนที่ได้รับปริมาณยาสะสมในปริมาณน้อย เช่นในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน^{2,30} นอกจากนี้ การได้รับยาหลายประเภทที่ผลต่อขบวนการตายของเซลล์ร่วมกัน เช่นในผู้ป่วยมะเร็ง หรือในผู้ป่วยสูงอายุ จะเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลทำให้อุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ เพิ่มขึ้น ตัวอย่างของยาในกลุ่มนี้ได้แก่ corticosteroid^{28,43} และการได้รับยายับยั้งการสลายกระดูกร่วมกับยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด^{28,37,44}

1.2 ชนิดของยา: ยาแต่ละชนิดมีกลไกในการออกฤทธิ์และการกำจัดยาที่แตกต่างกันออกไป เช่น ยา bisphosphonates สามารถจับกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ดี เนื่องจากยาในกลุ่มนี้มีโครงสร้างหลักที่ประกอบด้วยหมู่ฟอสเฟต 2 หมู่ซึ่งเชื่อมต่อกันด้วยคาร์บอนอะตอม ทำให้ตัวยามีประจุเป็นลบ (anion) และสามารถจับกับประจุบวกของแคลเซียมไอออนซึ่งอยู่บนพื้นผิวของไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ดี นอกจากนี้หมู่อะมิโนซึ่งเป็นองค์ประกอบของกลุ่มยา bisphos-

phonate ที่มีการใช้แพร่หลายในปัจจุบันได้แก่ alendronate, risedronate, pamidronate, ibandronate, zoledronate เป็นอีกหนึ่งองค์ประกอบที่ทำให้ตัวยาสามารถจับกับพื้นผิวของไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ดีเพิ่มมากขึ้น โดยผ่านการจับกันระหว่างไนโตรเจนอะตอมและหมู่ไฮดรอกซิลของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ด้วยเหตุนี้จึงพบการสะสมของยาปริมาณมากในกระดูก และสามารถพบการสะสมอยู่ได้เป็นระยะเวลานาน^{45,46} โดยมีค่าครึ่งชีวิตในกระดูกได้นานถึง 10 ปี¹⁰ ต่างจากยา denosumab ที่จะไม่สะสมในกระดูก และผลในการยับยั้งการสลายของกระดูกจะเกิดเพียงช่วงระยะเวลาหนึ่งเท่านั้น โดยจะมีค่าครึ่งชีวิต 28 วันเมื่อได้รับยาในปริมาณมาก (120 มิลลิกรัม ทุก 4 สัปดาห์)¹⁴ และมีค่าครึ่งชีวิต 26 วันเมื่อได้รับยาในปริมาณน้อย (60 มิลลิกรัม ทุก 6 เดือน)⁴² ส่งผลให้ผู้ป่วย MRONJ ที่ได้รับยา denosumab จะใช้ระยะเวลาในการหาย (8 เดือน) สั้นกว่าผู้ที่ได้รับยา zoledronate (8.7 เดือน)²⁸

เมื่อพิจารณาแยกตามรูปแบบของยา bisphosphonates ยาในรูปแบบฉีดจะมีความแรง (potency) สูงกว่ารับประทาน ทำให้สามารถจับกับกระดูกได้รวดเร็วและปริมาณสะสมในกระดูกมากกว่า⁴⁷ อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาทางระบาดวิทยาพบว่า มีเพียงผู้ป่วยที่ได้รับยา bisphosphonates รูปแบบฉีดในขนาดยาสูง เช่นในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนเท่านั้น ที่จะมีอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ สูง สำหรับผู้ป่วยกระดูกพรุนที่ได้รับยา bisphosphonates ทั้งในรูปแบบฉีดและแบบรับประทาน มีอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ ใกล้เคียงกัน⁸

1.3 ระยะเวลาที่ได้รับยา: ความเสี่ยงในการเกิด MRONJ จะมากขึ้นหากผู้ป่วยได้รับยาเป็นระยะเวลานานขึ้น ในผู้ป่วยที่ได้รับยา bisphosphonates การเกิด MRONJ จะเพิ่มขึ้นจากร้อยละ 0.04 เมื่อได้รับยาน้อยกว่า 4 ปี ไปเป็นร้อยละ 0.21 หลังจากได้รับยามากกว่า 4 ปี³⁸ ในผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยา zoledronate หรือ denosumab การเกิด MRONJ จะเริ่มคงที่หลังจากได้รับยา 2-3 ปี โดยมีอุบัติการณ์ร้อยละ 0.5 และร้อยละ 0.8 ที่ 1 ปี, ร้อยละ 1.0 และร้อยละ 1.8 ที่ 2 ปี และร้อยละ 1.3 และร้อยละ 1.8 ที่ 3 ปี ตามลำดับ⁴⁸

2. ปัจจัยเฉพาะที่ทางทันตกรรม

การติดเชื้อในช่องปาก ไม่ว่าจะเป็นจากโรคปริทันต์อักเสบ การติดเชื้อรอบปลายรากฟัน หรือการอักเสบรอบรากฟันเทียม (peri-implantitis) ต่างเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิด MRONJ⁵ รวมทั้งการรักษาทางทันตกรรมที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อ เช่น การถอนฟันในผู้ป่วยที่ได้รับยา bisphosphonates แบบรับประทาน จะมีโอกาสเกิด MRONJ ร้อยละ 0.5⁴⁹ และในผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยา bisphosphonates ชนิดฉีดจะมีโอกาสเกิดร้อยละ 1.6-14.8⁵⁰⁻⁵² สำหรับข้อมูลเกี่ยวกับการทำรากฟันเทียมในผู้ที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูก หรือ ยายับยั้งการสร้างหลอดเลือด ยังไม่สามารถสรุปได้ชัดเจน

การศึกษาบางส่วนพบว่าการฝังรากฟันเทียมและการมีรากฟันเทียมอยู่ในช่องปากเป็นปัจจัยเสี่ยงในการเกิด MRONJ ในผู้ป่วยมะเร็งและผู้ป่วยทั่วไปที่ได้รับยาต้านการสลายกระดูก^{53,54} อย่างไรก็ตาม Stavropoulos และคณะพบว่า การได้รับยาต้านการสลายกระดูกในระดับต่ำไม่ส่งผลเสียต่อการใส่รากฟันเทียม⁵⁵

เมื่อพิจารณาปัจจัยทางกายวิภาคจะพบว่า MRONJ จะพบมากในขากรรไกรล่าง (ร้อยละ 73) มากกว่าขากรรไกรบน (ร้อยละ 22.5) หรืออาจพบได้ทั้ง 2 ขากรรไกร (ร้อยละ 4.5)²⁸

3. ปัจจัยทางระบบ

การสูบบุหรี่เป็นปัจจัยอย่างหนึ่งซึ่งหลายการศึกษาพบความสัมพันธ์กับการเกิด MRONJ โดยส่งผลกระทบต่อกระบวนการของการหายของแผลที่เย็บ^{5,56} การมีโรคหรือความผิดปกติอื่นร่วมด้วยเช่น โลหิตจาง โรคเบาหวาน โรคหัวใจและหลอดเลือด โรคไต โรคทางเดินหายใจ ก็เป็นปัจจัยร่วมที่พบได้ในผู้ป่วย MRONJ^{28,43,56,57} สำหรับปัจจัยทางพันธุกรรม การมี single nucleotide polymorphisms (SNPs) อยู่ในยีนที่เกี่ยวข้องกับการสร้างและการละลายของกระดูกหรือการสร้างคอลลาเจน จะพบ MRONJ ได้ร้อยละ 57 หรือเกิดได้มากขึ้น 5.8 เท่า^{58,59}

แนวทางการรักษาทางทันตกรรม

จากการศึกษาของ Di Fede และคณะในปี ค.ศ. 2018⁶⁰ ได้เสนอแนวทางการรักษาทางทันตกรรมตาม สมาคมพยาธิวิทยาและเวชศาสตร์ช่องปากแห่งอิตาลี (Italian Society of Oral Pathology and Medicine) ในผู้ป่วย 4 กลุ่ม โดยทำการแบ่งประเภทผู้ป่วยตามความเสี่ยงต่อการเกิด MRONJ พิจารณาจากลักษณะของโรคที่เป็นสาเหตุที่ต้องให้ยา (โรคมะเร็ง และ โรคอื่น ๆ) และ ระยะของการให้ยาเมื่อผู้ป่วยมารับการรักษาทางทันตกรรม (ก่อน หรือ หลังการเริ่มให้ยา) รูปแบบและแนวทางการรักษาทางทันตกรรมมีดังต่อไปนี้

1. ผู้ป่วยโรคมะเร็งก่อนเริ่มการให้ยา: ในผู้ป่วยที่ไม่มีโรคในช่องปาก และสามารถดูแลอนามัยช่องปากได้ดี ทันตแพทย์ควรให้ความรู้กับผู้ป่วยทราบถึงความเสี่ยงในการเกิด MRONJ หลังจากได้รับยา รวมทั้งนัดให้ผู้ป่วยมารับการรักษาขึ้นคงสภาพทุก 3-4 เดือน และเน้นย้ำให้ผู้ป่วยดูแลอนามัยช่องปากให้ดียิ่งขึ้น^{6,60}

2. ผู้ป่วยโรคอื่น ๆ ก่อนเริ่มการให้ยา: การรักษาในผู้ป่วยกลุ่มนี้ใกล้เคียงกับผู้ป่วยมะเร็งก่อนเริ่มการให้ยา โดยทันตแพทย์ควรแจ้งให้ผู้ป่วยทราบถึงความเสี่ยงในการเกิด MRONJ ให้การรักษาที่มีวัตถุประสงค์เพื่อจัดการติดเชื้อในช่องปาก และเน้นย้ำการดูแลอนามัยช่องปากให้ดียิ่งขึ้น ในผู้ป่วยที่สามารถดูแลอนามัยช่องปากได้ดีสามารถขยายระยะเวลาการนัดผู้ป่วยมารับการรักษาขึ้นคงสภาพให้นานขึ้นเป็น 6 เดือน⁶⁰ สำหรับการรักษาอื่น ๆ ยังมีหลักฐานเกี่ยวกับความเสี่ยงในการเกิด MRONJ ในระยะยาวค่อนข้างน้อย จากการศึกษาของ Stavropoulos และคณะ พบว่าการได้รับยาต้านการสลายกระดูก

ในระดับต่ำไม่ส่งผลเสียต่อการทำรากฟันเทียม⁵⁵ ในการจัดฟันเป็นการรักษาที่สามารถทำได้ แต่การได้รับยาต้านการสลายกระดูกอาจส่งผลเสียต่อการจัดฟันทั้งในแง่ความยุ่งยากของการรักษา และระยะเวลาการรักษา^{62,63}

3. ผู้ป่วยโรคมะเร็งที่อยู่ระหว่างการรักษา: ในผู้ป่วยกลุ่มนี้จัดว่าเป็นผู้ป่วยกลุ่มที่มีความเสี่ยงสูงสุดต่อการเกิด MRONJ เนื่องจากปริมาณยาที่ได้รับค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยโรคอื่น ๆ โดยมีแนวทางในการดูแลผู้ป่วยกลุ่มนี้ดังต่อไปนี้

3.1 การรักษาแบบรุกราน (invasive treatment)

การรักษาแบบรุกรานเป็นการรักษาที่มีความเสี่ยงทำให้เกิด MRONJ จึงควรเลือกให้การรักษาเฉพาะที่มีวัตถุประสงค์เพื่อจัดการติดเชื้อในช่องปาก เช่น การถอนฟัน การทำศัลยกรรมปริทันต์ การผ่าตัดร่วมกับการรักษารากฟัน เป็นต้น ทั้งนี้ไม่แนะนำให้ทำการฝังรากฟันเทียม เนื่องจากเป็นปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิด MRONJ

ก่อนการรักษาควรให้ผู้ป่วยใช้น้ำยาบ้วนปาก 0.12% chlorhexidine 3 ครั้งต่อวัน เป็นเวลา 1 สัปดาห์ก่อนการผ่าตัด และการให้ยาปฏิชีวนะในกลุ่ม penicillin โดยเริ่มให้ยา 1-2 วันก่อนการผ่าตัดและให้ผู้ป่วยรับประทานยาต่อเนื่องไปจนครบ 7 วัน^{56,60}

ในระหว่างการรักษา ทันตแพทย์ควรหลีกเลี่ยงการใส่ยาชาที่มีส่วนผสมของสารบิฟอสเฟต เพื่อหลีกเลี่ยงความเสี่ยงในการมีเลือดมาเลี้ยงในบริเวณเนื้อเยื่อไม่เพียงพอ และควรระวังให้เกิดความชอกช้ำต่อเนื้อเยื่อน้อยที่สุด⁶⁵ ทันตแพทย์ควรกำจัดส่วนของกระดูกที่มีความแหลมคมเช่นในตำแหน่งที่ถอนฟัน ซึ่งอาจส่งผลต่อกระบวนการหายของแผลและนำไปสู่การเกิดตำแหน่งที่มีการเผยของกระดูกตามมา⁶⁶ รวมทั้งควรพยายามปิดแผ่นเหงือกให้สนิทโดยไม่มีแรงดึงในแผ่นเหงือก เพื่อส่งเสริมการหายของแผลในตำแหน่งดังกล่าว⁶⁴ หากจำเป็นต้องมีการถอนฟันในหลายตำแหน่ง ควรพิจารณาถอนทีละ 1 ซี่ และรอให้เกิดการหายของแผลก่อนที่จะเริ่มทำการถอนฟันในตำแหน่งต่อไป การใช้ autologous platelet concentrates สามารถช่วยส่งเสริมการหายของแผลถอนฟันในผู้ป่วยที่ได้รับยา bisphosphonates^{51,52,66}

ภายหลังการผ่าตัด ให้ใช้น้ำยาบ้วนปาก 0.12% chlorhexidine โดยให้ใช้ 3 ครั้งต่อวัน เป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์ และสามารถตัดไหมได้หลังจาก 7-14 วัน^{60,64} จากนั้นควรนัดผู้ป่วยมาติดตามผลการรักษาต่อเนื่อง โดยในช่วงปีแรกควรนัดที่ 3, 6 และ 12 เดือน

3.2 การรักษาแบบไม่รุกราน (non-invasive treatment)

การรักษาแบบไม่รุกรานโดยทั่วไปสามารถทำการรักษาได้เพื่อลดโอกาสเกิดการติดเชื้อและการลุกลามของโรค ทั้งนี้ จะมีข้อควรระวังหรือขั้นตอนการรักษาเพิ่มเติมจากการรักษาในผู้ป่วยทั่วไป โดยควรให้ผู้ป่วยบ้วนปากด้วยน้ำยาบ้วนปากที่มีฤทธิ์ฆ่าเชื้อ เพื่อลดปริมาณเชื้อแบคทีเรียในช่องปากก่อนให้การรักษาทางทันตกรรม

และควรหลีกเลี่ยงการใช้ยาที่มีส่วนผสมของสารบิฟอสเฟต^{60,65} ในการรักษาทางทันตกรรมเฉพาะทางจะมีข้อควรระวังหรือขั้นตอน การรักษาเพิ่มเติม เช่น การรักษาคลองรากฟัน ควรระวังไม่ให้เกิด อันตรายต่อเนื้อเยื่อ เช่น การอุดคลองรากฟันเลยออกไปนอกตำแหน่ง ปลายราก และการใช้ตัวหนีบยึดแผ่นยางกันน้ำลาย (rubber dam clamp)⁶⁵ สำหรับงานทันตกรรมประดิษฐ์สามารถให้การรักษาได้ ในการทำฟันปลอมถอดได้ ควรระวังไม่ให้มีแรงกดลงบนเนื้อเยื่อ มากเกินไปและให้ฟันปลอมมีการเคลื่อนที่น้อยที่สุดขณะใช้งาน⁶⁷ ทันตแพทย์ควรแนะนำให้ผู้ป่วยมีการถอดฟันปลอมเพื่อพักเนื้อ เยื่อเป็นระยะเวลา 8-12 ชั่วโมง หรืออย่างน้อยในช่วงเวลานอน สำหรับฟันปลอมติดแน่น ควรวางขอบครอบฟันเหนือเหงือก เพื่อ ให้ทำความสะอาดและตรวจคงสภาพได้ง่าย⁶⁰ สำหรับการจัดฟัน เป็นการรักษาที่สามารถทำได้ แต่ในระหว่างการจัดฟันจะเกิดการ สร้างและสลายของกระดูกมากขึ้น ทำให้มีการสะสมของยาของ กระดูกขากรรไกรมากขึ้น⁶⁸ และยายับยั้งการสลายกระดูกอาจทำให้ เกิดผลอันไม่พึงประสงค์ระหว่างการจัดฟัน ทำให้ต้องใช้ระยะเวลา ในการรักษามากขึ้น^{62,63} สำหรับการรักษาทางปริทันต์ที่ไม่เกี่ยวข้อง กับการผ่าตัด เช่น การกำจัดคราบจุลินทรีย์และหินน้ำลาย รวมทั้ง

การเน้นย้ำการดูแลอนามัยช่องปากของผู้ป่วย เป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่ง ในการคงสภาพช่องปากที่ดีของผู้ป่วย และทันตแพทย์ควรนัดผู้ป่วย มาได้รับการรักษาขึ้นคงสภาพทุก 3-4 เดือน^{27,69}

4. ผู้ป่วยโรคอื่น ๆ ที่อยู่ระหว่างการรักษา: เช่น ผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน ที่ได้รับยาด้านการสลายกระดูกทั้งในแบบรับประทานและแบบฉีด ในการให้การรักษานี้ผู้ป่วยกลุ่มนี้อาจทำการแบ่งประเภทผู้ป่วยย่อย ตามความเสี่ยงเป็น 2 ประเภทดังนี้³⁰

4.1 กลุ่มที่มีความเสี่ยงน้อย ได้แก่ ผู้ที่รับยามาเป็น ระยะเวลาไม่เกิน 4 ปี และไม่มีอาการจนถึงปัจจัยเสี่ยงอื่น ๆ การ ให้การรักษาในผู้ป่วยกลุ่มนี้สามารถทำได้เช่นเดียวกับกลุ่มผู้ป่วย ที่ยังไม่ได้รับยา

4.2 กลุ่มที่มีความเสี่ยงสูง ได้แก่ ผู้ที่รับยามานานมากกว่า 4 ปี หรือรับประทานยาไม่เกิน 4 ปีแต่มีปัจจัยเสี่ยงอื่นร่วมอยู่ด้วย ใน ผู้ป่วยกลุ่มนี้การให้การรักษามองพิจารณาเช่นเดียวกับผู้ป่วยมะเร็ง ที่อยู่ระหว่างการรักษา

ทั้งนี้ทันตแพทย์สามารถประเมินความเสี่ยงในการเกิด MRONJ ในผู้ป่วยที่ได้รับยายับยั้งการสลายกระดูกและยายับยั้ง การสร้างหลอดเลือดได้ตามแนวทางในแผนภาพที่ 1 (รูปที่ 1)

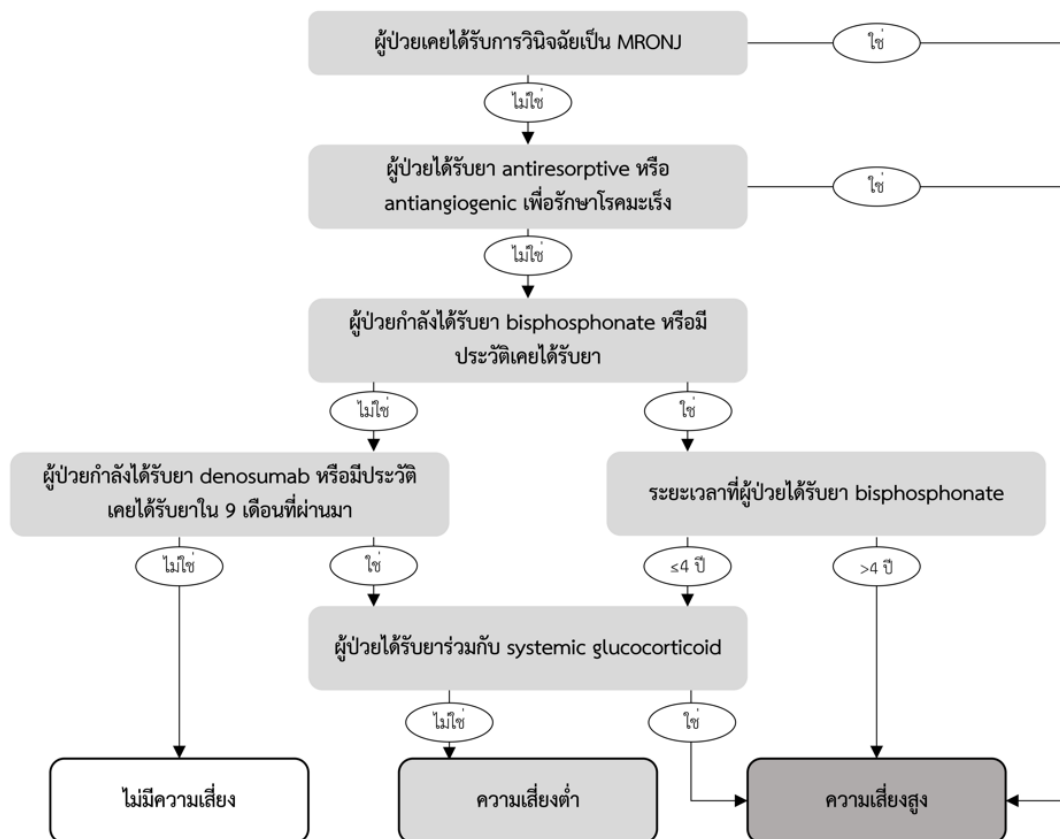


Figure 1 Risk assessment of patients taking antiresorptive or antiangiogenic drugs*
*ดัดแปลงจาก Scottish Dental Clinical Effectiveness Programme⁹

การหยุดยาที่ยังการสลายกระดูกชั่วคราวก่อนการรักษาทางทันตกรรม (Drug holiday)

ในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนที่ได้รับยา bisphosphonate นานกว่า 4 ปี ความเสี่ยงในการเกิด MRONJ จะพบเพียง ร้อยละ 0.04³⁸ และจากคุณสมบัติของยาที่สามารถอยู่ในกระดูกได้นาน⁷⁰ การหยุดยาเพียงช่วงเวลาสั้น ๆ อาจไม่เกิดประโยชน์มากนัก อีกทั้งยังมีรายงานถึงผลเสียจากการหยุดยาโดยทำให้ค่าความหนาแน่นของกระดูก (bone mineral density) ลดลง และมีรายงานกระดูกหักมากขึ้น⁷¹ การหยุดยาในผู้ป่วยกลุ่มนี้จึงอาจไม่ช่วยลดความเสี่ยงในการเกิด MRONJ และไม่คุ้มค่ากับความเสี่ยงต่อผลเสียจากการหยุดยา⁷²

สำหรับผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนที่ได้รับยา bisphosphonate มากกว่า 4 ปี จะมีความเสี่ยงในการเกิด MRONJ เพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 0.21³⁸ รวมทั้ง ผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนที่ได้รับยา bisphosphonate นานกว่า 4 ปี แต่มีปัจจัยเสี่ยงในการเกิด MRONJ อื่น ๆ ร่วมด้วย สมาคมศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียลแห่งสหรัฐอเมริกา⁸ จึงแนะนำให้พิจารณาให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้หยุดยาชั่วคราว โดยแนะนำให้หยุดยาก่อนการรักษาทางทันตกรรมแบบบูรณาการ 2 เดือน ทั้งนี้ จะต้องปรึกษาแพทย์เพื่อประเมินสภาวะโรคทางระบบของผู้ป่วย และพิจารณาความเสี่ยงจากการหยุดยาร่วมด้วย

ในกลุ่มผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับยาที่ยังการสลายกระดูกในขนาดสูง ทั้งในรูปแบบฉีดและรับประทาน จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบของ Ottesen และคณะ ในปี ค.ศ. 2020⁷³ พบว่าการหยุดยาที่ยังการสลายกระดูกในผู้ป่วยที่ได้รับยาขนาดสูง ยังไม่สามารถหาข้อสรุปได้ชัดเจน และจากการรวบรวมผลการศึกษายังไม่พบประสิทธิภาพที่ชัดเจนในการลดความเสี่ยงต่อการเกิด MRONJ จากการหยุดยา bisphosphonate และ denosumab จึงแนะนำให้ทันตแพทย์ทำการประเมินความเสี่ยงในการเกิด MRONJ ของผู้ป่วยในแต่ละราย และวางแผนการรักษาร่วมกับแพทย์เพื่อประเมินสภาวะโรคทางระบบของผู้ป่วยร่วมด้วย

บทสรุป

MRONJ เป็นภาวะแทรกซ้อนที่มีความรุนแรงและส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย ในปัจจุบันมีรายงานถึงยาที่มีความเกี่ยวข้องกับ MRONJ มากขึ้น รวมทั้งมีจำนวนผู้ป่วยที่ต้องได้รับยาที่ยังการสลายกระดูกและยาที่ยังการสร้างหลอดเลือดมากขึ้น อย่างไรก็ตาม ความเสี่ยงและแนวทางการรักษาในผู้ป่วยแต่ละรายมีความแตกต่างกัน การประเมินระดับความเสี่ยงและวางแผนการรักษาอย่างเหมาะสมจึงมีความจำเป็นในการป้องกัน หรือวางแผนเพื่อแก้ไขภาวะ MRONJ ให้กับผู้ป่วย ทั้งนี้ทันตแพทย์ควรวางแผนการรักษาร่วมกับแพทย์ที่ดูแลผู้ป่วย รวมทั้งให้ความสำคัญกับการทำความเข้าใจกับผู้ป่วยและงานทันตกรรมป้องกันด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. Adler RA, El-Hajj Fuleihan G, Bauer DC, Camacho PM, Clarke BL, Clines GA, *et al.* Managing osteoporosis in patients on long-term bisphosphonate treatment: report of a task force of the American Society for Bone and Mineral Research. *J Bone Miner Res* 2016; 31(1):16-35.
2. Nicolatou-Galitis O, Schiødt M, Mendes RA, Ripamonti C, Hope S, Drudge-Coates L, *et al.* Medication-related osteonecrosis of the jaw: definition and best practice for prevention, diagnosis, and treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2019;127(2):117-35.
3. Limpaphayom KK, Taechakraichana N, Jaisamram U, Bunyavejchevin S, Chaikittisilpa S, Poshychinda M, *et al.* Prevalence of osteopenia and osteoporosis in Thai women. *Menopause* 2001;8(1):65-9.
4. World Health Organization International Agency for Research on Cancer. GLOBOCAN 2020: estimated cancer incidence, mortality and prevalence in Thailand 2021 [cited 2012 Aug 26] Available from: <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/764-thailand-fact-sheets.pdf>.
5. McGowan K, McGowan T, Ivanovski S. Risk factors for medication-related osteonecrosis of the jaws: A systematic review. *Oral Dis* 2018;24(4):527-36.
6. Vandone A, Donadio M, Mozzati M, Ardine M, Polimeni M, Beatrice S, *et al.* Impact of dental care in the prevention of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw: a single-center clinical experience. *Ann Oncol* 2012;23(1):193-200.
7. Mücke T, Deppe H, Hein J, Wolff K-D, Mitchell DA, Kesting MR, *et al.* Prevention of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws in patients with prostate cancer treated with zoledronic acid—a prospective study over 6 years. *J Craniomaxillofac Surg* 2016;44(10):1689-93.
8. Ruggiero SL, Dodson TB, Fantasia J, Goodday R, Aghaloo T, Mehrotra B, *et al.* American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper on medication-related osteonecrosis of the jaw—2014 update. *J Oral Maxillofac Surg* 2014;72(10):1938-56.
9. Scottish Dental Clinical Effectiveness Programme. Oral Health Management of Patients at Risk of Medication-related Osteonecrosis of the Jaw Dental Clinical Guidance. Dundee 2017.
10. Khan SA, Kanis JA, Vasikaran S, Kline W, Matuszewski B, McCloskey EV, *et al.* Elimination and biochemical responses to intravenous alendronate in postmenopausal osteoporosis. *J Bone Miner Res* 1997;12(10):1700-7.
11. Landesberg R, Cozin M, Cremers S, Woo V, Kousteni S, Sinha S, *et al.* Inhibition of oral mucosal cell wound healing by bisphosphonates. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(5):839-47.
12. Reid IR, Bolland MJ, Grey AB. Is bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw caused by soft tissue toxicity? *Bone* 2007; 41(3):318-20.
13. Landesberg R, Woo V, Cremers S, Cozin M, Marolt D, Vunjak-Novakovic G, *et al.* Potential pathophysiological mechanisms in osteonecrosis of the jaw. *Ann N Y Acad Sci* 2011;1218:62.
14. XGEVA 120 mg solution for injection: Summary of Product Characteristics: Amgen Ltd; [cited 2021 Jun 2]. Available from: https://www.ema.europa.eu/en/documents/product-information/xgeva-epar-product-information_en.pdf.
15. Zometa (zoledronic acid) summary of product characteristics:

Novartis Pharma GmbH; [cited 2021 Jun 2]. Available from: https://www.ema.europa.eu/en/documents/product-information/zoledronic-acid-accord-epar-product-information_en.pdf.

16. Actonel (risedronic acid) summary of product characteristics: Chilcott Warner; [cited 2021 Jun 3]. Available from: <https://www.medicines.org.uk/emc/medicine/3341>.

17. Hanley DA, Adachi JD, Bell A, Brown V. Denosumab: mechanism of action and clinical outcomes. *Int J Clin Pract* 2012;66(12):1139-46.

18. Bone HG, Bolognese MA, Yuen CK, Kendler DL, Miller PD, Yang YC, *et al*. Effects of denosumab treatment and discontinuation on bone mineral density and bone turnover markers in postmenopausal women with low bone mass. *Lancet Diabetes Endocrinol* 2011; 9(4):972-80.

19. Drugs for postmenopausal osteoporosis. *Med Lett Drugs Ther* 2017;59(1536):203-10.

20. Pimolbutr K, Porter S, Fedele S. Osteonecrosis of the jaw associated with antiangiogenics in antiresorptive-I patient: a comprehensive review of the literature. *Biomed Res Int* 2018;2018.

21. Fusco V, Porta C, Saia G, Paglino C, Bettini G, Scoletta M, *et al*. Osteonecrosis of the jaw in patients with metastatic renal cell cancer treated with bisphosphonates and targeted agents: results of an Italian multicenter study and review of the literature. *Clin Genitourin Cancer* 2015;13(4):287-94.

22. Hamadeh IS, Ngwa BA, Gong Y. Drug induced osteonecrosis of the jaw. *Cancer Treat Rev* 2015;41(5):455-64.

23. Nicolatou-Galitis O, Kouri M, Papadopoulou E, Vardas E, Galiti D, Epstein JB, *et al*. Osteonecrosis of the jaw related to non-antiresorptive medications: a systematic review. *Support Care Cancer* 2019;27(2):383-94.

24. Gordon M, Margolin K, Talpaz M, Sledge Jr G, Holmgren E, Benjamin R, *et al*. Phase I safety and pharmacokinetic study of recombinant human anti-vascular endothelial growth factor in patients with advanced cancer. *J Clin Oncol* 2001;19(3):843-50.

25. Oudard S, Beuselinck B, Decoene J, Albers P. Sunitinib for the treatment of metastatic renal cell carcinoma. *Cancer Treat Rev* 2011;37(3):178-84.

26. Fusco V, Santini D, Armento G, Tonini G, Campisi G. Osteonecrosis of jaw beyond antiresorptive (bone-targeted) agents: new horizons in oncology. *Expert Opin Drug Saf* 2016;15(7):925-35.

27. Campisi G, Fedele S, Fusco V, Pizzo G, Di Fede O, Bedogni A. Epidemiology, clinical manifestations, risk reduction and treatment strategies of jaw osteonecrosis in cancer patients exposed to antiresorptive agents. *Future Oncol* 2014;10(2):257-75.

28. Saad F, Brown J, Van Poznak C, Ibrahim T, Stemmer S, Stopeck A, *et al*. Incidence, risk factors, and outcomes of osteonecrosis of the jaw: integrated analysis from three blinded active-controlled phase III trials in cancer patients with bone metastases. *Ann Oncol* 2012;23(5):1341-7.

29. Filleul O, Crompton E, Saussez S. Bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaw: a review of 2,400 patient cases. *J Cancer Res Clin Oncol* 2010;136(8):1117-24.

30. Rosella D, Papi P, Giardino R, Cicalini E, Piccoli L, Pompa G. Medication-related osteonecrosis of the jaw: Clinical and practical guidelines. *J Int Soc Prev Community Dent* 2016;6(2):97.

31. Abu-Id MH, Warnke PH, Gottschalk J, Springer I, Wiltfang J, Yahya A,

et al. "Bis-phossy jaws"—high and low risk factors for bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaw. *J Craniomaxillofac Surg* 2008; 36(2):95-103.

32. Coleman R, Woodward E, Brown J, Cameron D, Bell R, Dodwell D, *et al*. Safety of zoledronic acid and incidence of osteonecrosis of the jaw (ONJ) during adjuvant therapy in a randomised phase III trial (AZURE: BIG 01-04) for women with stage II/III breast cancer. *Breast Cancer Res Treat* 2011;127(2):429-38.

33. Vahtsevanos K, Kyrgidis A, Verrou E, Katodritou E, Triaridis S, Andreadis CG, *et al*. Longitudinal cohort study of risk factors in cancer patients of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw. *J Clin Oncol* 2009;27(32):5356-62.

34. Mauri D, Valachis A, Polyzos IP, Polyzos NP, Kamposioras K, Pesce LL. Osteonecrosis of the jaw and use of bisphosphonates in adjuvant breast cancer treatment: a meta-analysis. *Breast Cancer Res Treat* 2009;116(3):433-9.

35. Qi WX, Tang LN, He AN, Yao Y, Shen Z. Risk of osteonecrosis of the jaw in cancer patients receiving denosumab: a meta-analysis of seven randomized controlled trials. *Int J Clin Oncol* 2014;19(2): 403-10.

36. Scagliotti GV, Hirsh V, Siena S, Henry DH, Woll PJ, Manegold C, *et al*. Overall survival improvement in patients with lung cancer and bone metastases treated with denosumab versus zoledronic acid: subgroup analysis from a randomized phase 3 study. *J Thorac Oncol* 2012;7(12):1823-9.

37. Guarneri V, Miles D, Robert N, Diéras V, Glaspy J, Smith I, *et al*. Bevacizumab and osteonecrosis of the jaw: incidence and association with bisphosphonate therapy in three large prospective trials in advanced breast cancer. *Breast Cancer Res Treat* 2010;122(1):181-8.

38. Lo 'C, O'Ryan FS, Gordon NP, Yang J, Hui RL, Martin D, *et al*. Prevalence of osteonecrosis of the jaw in patients with oral bisphosphonate exposure. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68(2):243-53.

39. Malden N, Lopes V. An epidemiological study of alendronate-related osteonecrosis of the jaws. A case series from the south-east of Scotland with attention given to case definition and prevalence. *J Bone Miner Metab* 2012;30(2):171-82.

40. Grbic JT, Black DM, Lyles KW, Reid DM, Orwoll E, McClung M, *et al*. The incidence of osteonecrosis of the jaw in patients receiving 5 milligrams of zoledronic acid: data from the health outcomes and reduced incidence with zoledronic acid once yearly clinical trials program. *J Am Dent Assoc* 2010;141(11):1365-70.

41. Bone HG, Wagman RB, Brandi ML, Brown JP, Chapurlat R, Cummings SR, *et al*. 10 years of denosumab treatment in postmenopausal women with osteoporosis: results from the phase 3 randomised FREEDOM trial and open-label extension. *Lancet Diabetes Endocrinol* 2017;5(7):513-23.

42. Prolia 60 mg solution in a pre-filled syringe: Summary of Product Characteristics: Amgen Ltd; 2016 [cited 2021 May 8]. Available from: https://www.ema.europa.eu/en/documents/product-information/prolia-epar-product-information_en.pdf.

43. Tsao C, Darby I, Ebeling PR, Walsh 'K, O'Brien-Simpson N, Reynolds E, *et al*. Oral health risk factors for bisphosphonate-associated jaw osteonecrosis. *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71(8):1360-6.

44. van Cann T, Loyson T, Verbiest A, Clement PM, Bechter O,

- Willems L, *et al.* Incidence of medication-related osteonecrosis of the jaw in patients treated with both bone resorption inhibitors and vascular endothelial growth factor receptor tyrosine kinase inhibitors. *Support Care Cancer* 2018;26(3):869-78.
45. Bigi A, Boanini E. Calcium Phosphates as Delivery Systems for Bisphosphonates. *J Funct Biomater* 2018;9(1):6.
46. Drake MT, Clarke BL, Khosla S. Bisphosphonates: mechanism of action and role in clinical practice. *Mayo Clin Proc.* 2008;83(9):1032-45.
47. Nancollas GH, Tang R, Phipps RJ, Henneman Z, Gulde S, Wu W, *et al.* Novel insights into actions of bisphosphonates on bone: differences in interactions with hydroxyapatite. *Bone* 2006;38(5):617-27.
48. Henry DH, Costa L, Goldwasser F, Hirsh V, Hungria V, Prausova J, *et al.* Randomized, double-blind study of denosumab versus zoledronic acid in the treatment of bone metastases in patients with advanced cancer (excluding breast and prostate cancer) or multiple myeloma. *J Clin Oncol* 2011;29(9):1125-32.
49. Kunchur R, Need A, Hughes T, Goss A. Clinical investigation of C-terminal cross-linking telopeptide test in prevention and management of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(6):1167-73.
50. Yamazaki T, Yamori M, Ishizaki T, Asai K, Goto K, Takahashi K, *et al.* Increased incidence of osteonecrosis of the jaw after tooth extraction in patients treated with bisphosphonates: a cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41(11):1397-403.
51. Mozzati M, Arata V, Gallesio G. Tooth extraction in patients on zoledronic acid therapy. *Oral Oncol* 2012;48(9):817-21.
52. Scoletta M, Arata V, Arduino PG, Lerda E, Chiecchio A, Gallesio G, *et al.* Tooth extractions in intravenous bisphosphonate-treated patients: a refined protocol. *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71(6):994-9.
53. Pichardo S, van der Hee J, Fiocco M, Appelman-Dijkstra N, van Merkesteyn J. Dental implants as risk factors for patients with medication-related osteonecrosis of the jaws (MRONJ). *Br J Oral Maxillofac Surg* 2020;58(7):771-6.
54. Giovannacci I, Meleti M, Manfredi M, Mortellaro C, Lucchina AG, Bonanini M, *et al.* Medication-related osteonecrosis of the jaw around dental implants: implant surgery-triggered or implant presence-triggered osteonecrosis? *J Craniofac Surg* 2016;27(3):697-701.
55. Stavropoulos A, Bertl K, Pietschmann P, Pandis N, Schiødt M, Klinge B. The effect of antiresorptive drugs on implant therapy: Systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:54-92.
56. McGowan K, Acton C, Ivanovski S, Johnson NW, Ware RS. Systemic comorbidities are associated with medication-related osteonecrosis of the jaws: Case-control study. *Oral Dis* 2019;25(4):1107-15.
57. Fleisher KE, Janal MN, Albstein N, Young J, Bikhazi V, Schwalb S, *et al.* Comorbid conditions are a risk for osteonecrosis of the jaw unrelated to antiresorptive therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2019;127(2):140-50.
58. Katz J, Gong Y, Salmasinia D, Hou W, Burkley B, Ferreira P, *et al.* Genetic polymorphisms and other risk factors associated with bisphosphonate induced osteonecrosis of the jaw. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011;40(6):605-11.
59. Nicoletti P, Cartsos VM, Palaska PK, Shen Y, Floratos A, Zavras AI. Genomewide pharmacogenetics of bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaw: the role of RBMS3. *The oncologist* 2012;17(2):279.
60. Di Fede O, Panzarella V, Mauceri R, Fusco V, Bedogni A, Lo Muzio L, *et al.* The dental management of patients at risk of medication-related osteonecrosis of the jaw: new paradigm of primary prevention. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2018;2018.
61. Yoneda T, Hagino H, Sugimoto T, Ohta H, Takahashi S, Soen S, *et al.* Antiresorptive agent-related osteonecrosis of the jaw: Position Paper 2017 of the Japanese Allied Committee on Osteonecrosis of the Jaw. *J Bone Miner Metab* 2017;35(1):6-19.
62. Woolley J, Akintola O, Yates J, Calasans-Maia MD, de Albuquerque Calasans-Maia J, Kocherhina I, *et al.* The risk of osteonecrosis of the jaw and adverse outcomes in patients using antiresorptive drugs undergoing orthodontic treatment: A systematic review. *Heliyon* 2021;7(1):e05914.
63. Zymperdikas VF, Yavropoulou MP, Kaklamanos EG, Papadopoulos MA. Effects of systematic bisphosphonate use in patients under orthodontic treatment: a systematic review. *Eur J Orthod* 2020;42(1):60-71.
64. Heufelder MJ, Hendricks J, Remmerbach T, Frerich B, Hemprich A, Wilde F. Principles of oral surgery for prevention of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014;117(6):e429-e35.
65. Moinezhadeh AT, Shemesh H, Neirynck N, Aubert C, Wesselink P. Bisphosphonates and their clinical implications in endodontic therapy. *Int Endod J* 2013;46(5):391-8.
66. Gaudin E, Seidel L, Bacevic M, Rompen E, Lambert F. Occurrence and risk indicators of medication-related osteonecrosis of the jaw after dental extraction: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2015;42(10):922-32.
67. Niibe K, Ouchi T, Iwasaki R, Nakagawa T, Horie N. Osteonecrosis of the jaw in patients with dental prostheses being treated with bisphosphonates or denosumab. *J Prosthodont Resh* 2015;59(1):3-5.
68. Abela S, Chotai M, Bister D. What you need to know about bisphosphonates: an overview and general recommendations for orthodontic treatment. *J Orthod* 2012;39(3):186-92.
69. Goodday RH. Preventive strategies for patients at risk of medication-related osteonecrosis of the jaw. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2015;27(4):527-36.
70. Baron R, Ferrari S, Russell RGG. Denosumab and bisphosphonates: different mechanisms of action and effects. *Bone* 2011;48(4):677-92.
71. Taguchi A, Shiraki M, Sugimoto T, Ohta H, Soen S, Society JO. Lack of cooperation between physicians and dentists during osteoporosis treatment may increase fractures and osteonecrosis of the jaw. *Curr Med Res Opin* 2016;32(7):1261-8.
72. Hellstein JW, Adler RA, Edwards B, Jacobsen PL, Kalmar JR, Koka S, *et al.* Managing the care of patients receiving antiresorptive therapy for prevention and treatment of osteoporosis: executive summary of recommendations from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc* 2011;142(11):1243-51.
73. Ottesen C, Schiødt M, Gotfredsen K. Efficacy of a high-dose antiresorptive drug holiday to reduce the risk of medication-related osteonecrosis of the jaw (MRONJ): A systematic review. *Heliyon* 2020;6(4):e03795.

บทความปริทัศน์

ทบทวนวรรณกรรมแนวทางการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียม Denture Stomatitis: Review of Treatment Protocol

พิริยา สุตสวัสดิ์¹, อรรถวุฒิ เลิศพิมลชัย², แมนสรวง อักษรนุกิต³

Piriya Sudswad¹, Attawood Lertpimonchai², Mansuang Arksornnukit³

¹กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลตากสิน กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

¹Dental Department, Taksin Hospital, Bangkok Metropolitan Administration, Bangkok, Thailand

²ภาควิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

²Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

³ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

³Department of Prosthodontic, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

ปากอักเสบเหตุฟันเทียมเป็นการอักเสบเรื้อรังของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียม พบได้ถึงร้อยละ 15-70 ของผู้ป่วยฟันเทียมและพบมากในผู้ป่วยสูงอายุ ภาวะดังกล่าวมีสาเหตุจากหลายปัจจัยร่วมกัน โดยการติดเชื้อรา ฟันเทียมที่ไม่มีสุขอนามัย ฐานฟันเทียมที่ไม่พอดี รวมถึงการบาดเจ็บจากการใส่ฟันเทียมและการไม่ถอดพักฟันเทียม ล้วนจัดเป็นปัจจัยเสี่ยงเฉพาะที่ต่อการเกิดโรคทั้งสิ้น แนวทางการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียมนั้นมีหลายวิธี ได้แก่ การสอนทันตสุขศึกษา การใช้น้ำยาฆ่าเชื้อ การใช้ยาต้านเชื้อรา และการปรับแต่งฟันเทียม เนื่องด้วยแนวทางการรักษาที่หลากหลายและยังไม่มีแนวทางการรักษามาตรฐานที่ชัดเจน บทความปริทัศน์นี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทบทวนแนวทางการรักษาภาวะปากอักเสบเหตุฟันเทียมโดยอ้างอิงจากการศึกษาทางคลินิกที่มีผ่านมา โดยมุ่งเน้นรวบรวมรายละเอียดของแนวทางการรักษาประเภทต่าง ๆ รวมถึงผลการรักษาในแง่การลดลงของการอักเสบและการกำจัดเชื้อจุลชีพ เพื่อให้ผู้อ่านสามารถใช้เป็นข้อมูลในการรักษาผู้ป่วยได้อย่างเหมาะสม

คำสำคัญ: การติดเชื้อราในช่องปาก, แคนดิดา อัลบิแคนส์, ปากอักเสบเหตุฟันเทียม, สารฆ่าเชื้อทางทันตกรรม

Abstract

Denture stomatitis is a chronic inflammatory condition on denture-bearing mucosa which affects 15-70 % of patients wearing dentures, particularly in elderly people. It is considered as a multifactorial disease precipitated by several predisposing and etiologic factors. Candida infection, poor denture hygiene, ill-fitting denture, along with denture trauma and continual wearing denture are recognized as the local risk factors. Various treatment protocols were proposed including oral hygiene instruction, use of antiseptic/disinfectant agents, antifungal therapy, and prosthesis adjustment. Due to variation of treatment modalities and lack of the definite treatment guideline, this article reviewed the treatment protocols of denture stomatitis based on the existing clinical studies. To provide the appropriate management of this bothersome condition, details of each treatment and its treatment outcome focusing on the resolution of inflammation and the reduction of microorganisms were summarized.

Keywords : Oral fungal infection, *Candida albicans*, Denture stomatitis, Dental disinfectants

Received Date: Oct 12, 2021

Revised Date: Nov 18, 2021

Accepted Date: Jan 10, 2022

doi: 10.14456/jdat.2022.26

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

พิริยา สุตสวัสดิ์, แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลตากสิน 543 ถนน สมเด็จพระเจ้าพี่นางเธอ เจ้าฟ้ากัลยาณิวัฒนา กรมหลวงนราธิวาสราชนครินทร์ เขตคลองสาน กรุงเทพมหานคร 10600 ประเทศไทย โทร: 02-437-0123

อีเมล: piri.pirai@gmail.com

Correspondence to:

Piriya Sudswad, Dental Department, Taksin Hospital. 543 Somdet Chao Phraya Road, Khlong San, Bangkok 10600, Thailand.

Tel: 02-437-0123 E-mail: piri.pirai@gmail.com

บทนำ

ปากอักเสบเหตุฟันเทียม (Denture stomatitis) คือการอักเสบของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียม โดยมักตรวจพบเป็นรอยแดง (erythematous lesion) ซึ่งเป็นปัญหาที่พบได้ถึงร้อยละ 15-70 ในผู้ป่วยฟันเทียมชนิดถอดได้ มักพบได้บ่อยในกลุ่มผู้ป่วยสูงอายุ และพบในชากรรไกรบนมากกว่าชากรรไกรล่าง ผู้ป่วยส่วนมากมักไม่มีอาการ ในขณะที่บางรายอาจรู้สึกไม่สบายขณะสวมใส่ฟันเทียมปวดแสบปวดร้อน มีจุดเลือดออก การรับรสเปลี่ยนและกลิ่นอาหารได้ลำบาก¹ Newton ได้จำแนกระดับความรุนแรงของรอยโรคออกเป็น 3 ระดับ² ได้แก่ (1) การอักเสบเฉพาะที่ ลักษณะเป็นจุดแดงเล็ก ๆ (pin-point erythema) (2) การอักเสบกระจายเป็นวงกว้าง ลักษณะเป็นปื้นแดงกระจายทั่วไปตลอดสันเหงือกตามขอบเขตของฐานฟันเทียม (diffuse erythema) โดยเป็นรูปแบบที่พบได้บ่อยที่สุดในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม (3) การอักเสบที่มีปุ่มเนื้องอกเกิน เป็นการตอบสนองต่อการอักเสบที่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างและพื้นผิวของเนื้อเยื่อ (inflammatory papillary hyperplasia) มักจะพบในบริเวณกึ่งกลางเพดาน

สาเหตุของปากอักเสบเหตุฟันเทียมนั้นเกิดจากหลายปัจจัยร่วมกัน โดยการติดเชื้อจุลินทรีย์เป็นสาเหตุหลักของการเกิดโรคจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการติดเชื้อรามีความเกี่ยวข้องกับโรคปากอักเสบเหตุฟันเทียมอย่างชัดเจน ผู้ป่วยมากกว่าร้อยละ 90 มีการติดเชื้อราทั้งในช่องปากและผิวฟันเทียม ซึ่งเชื้อราชนิดที่พบบ่อยที่สุดคือ *แคนดิดา อัลบิแคนส์* (*Candida albicans*)³ นอกจากนี้ยังพบว่า รอยโรคมีความเกี่ยวข้องกับการติดเชื้อแบคทีเรียบางชนิด เช่น เชื้อสแตปไทโลค็อกคัส (*Staphylococcus*) เชื้อสเตรปโตค็อกคัส (*Streptococcus*) เชื้อฟิวโซแบคทีเรีย (*Fusobacterium*) และเชื้อแบคทีเรีย (*Bacteroides*)

ปัจจัยเสี่ยงเฉพาะที่ของปากอักเสบเหตุฟันเทียมได้แก่ ฟันเทียมที่ไม่พอดี ผิวฟันเทียมเสื่อมสภาพ การสบฟันที่ไม่ราบรื่น และการใช้ฟันเทียมแบบไม่ถูกสุขลักษณะ บางการศึกษารายงานว่า ปัจจัยเฉพาะที่เหล่านี้เกี่ยวข้องกับการเกิดรอยโรคในระยะเริ่มต้น โดยทำให้เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมเกิดการบาดเจ็บและง่ายต่อการติดเชื้อจุลินทรีย์ และเมื่อผู้ป่วยขาดสุขอนามัยที่ดีของช่องปาก ขาดการทำตามคำแนะนำที่เหมาะสม รวมถึงมีนิสัยการใส่ฟันเทียมไม่ถอดพัก จะทำให้เกิดการสะสมเพิ่มขึ้นของเชื้อจุลินทรีย์ก่อโรค และทำให้เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมเกิดการติดเชื้อและอักเสบตามมา นอกจากนี้พบว่าปัจจัยทางระบบที่เพิ่มความเสี่ยงของการติดเชื้อของผู้ป่วย เช่น โรคเบาหวานที่ผู้ป่วยไม่สามารถควบคุมระดับน้ำตาลได้ ภาวะภูมิคุ้มกันบกพร่อง การสูบบุหรี่ การได้รับยาบางชนิด พหุโภชนาการ (malnutrition) และภาวะปากแห้ง ก็สามารถเพิ่มโอกาสการเกิดโรคปากอักเสบเหตุฟันเทียมเช่นกัน¹

โดยทั่วไปการตรวจวินิจฉัยจะใช้การประเมินลักษณะทางคลินิกร่วมกับประวัติการใช้ฟันเทียมและประวัติโรคประจำตัวของผู้ป่วยเป็นหลัก นอกจากนี้การตรวจเพิ่มเติมทางจุลชีววิทยา (mycological examination) อาจถูกนำมาใช้ในผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงหรือมีแนวโน้มที่ต่อการรักษา เพื่อยืนยันการวินิจฉัย ระบุสาเหตุ และหาแนวทางการรักษาที่เหมาะสม⁴ ในการตรวจเพิ่มเติมดังกล่าว มักใช้การย้อมเชื้อด้วยโพแทสเซียมไฮดรอกไซด์ (KOH staining) ร่วมกับการตรวจผ่านกล้องจุลทรรศน์ เพื่อเป็นการยืนยันการมีเชื้อราในรอยโรคนั้น ๆ จริง และอาจใช้การเพาะเชื้อรา (fungal culture) เพื่อระบุชนิดพันธุ์ของเชื้อราในรอยโรค อย่างไรก็ตาม การตรวจทั้งสองชนิดนี้เป็นการตรวจที่ต้องอาศัยความชำนาญทั้งในขั้นตอนการเก็บเชื้อและการเลี้ยงเชื้อรา รวมถึงมีรายละเอียดและข้อจำกัดใน

แต่ละขั้นตอน มีการศึกษาพบว่าการเกิดผลลบลง (false negative) จากการตรวจย้อมเชื้อและการเพาะเชื้อราสามารถเกิดขึ้นได้บ่อย⁵ โดยค่าผลลบลงของการย้อมเชื้อมีโอกาสเกิดขึ้นประมาณร้อยละ 10-15 ในขณะที่ค่าผลลบลงจากการเพาะเชื้อราสามารถพบได้ร้อยละ 30-40 ดังนั้นจึงจำเป็นต้องประเมินผลของการตรวจทางจุลชีววิทยาเหล่านี้ร่วมกับการประเมินอาการทางคลินิกเสมอ นอกจากนี้การตรวจวินิจฉัยรอยโรคที่มีลักษณะทางคลินิกคลุมเครือ ไม่สามารถวินิจฉัยแยกโรคได้อย่างชัดเจน จำเป็นต้องทำการตัดชิ้นเนื้อ (biopsy) เพื่อส่งตรวจพยาธิวิทยาต่อไป⁴

การรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียมคือ การกำจัดสาเหตุต่าง ๆ ที่ก่อให้เกิดรอยโรค เพื่อลดปริมาณการอักเสบและติดเชื้อของเนื้อเยื่อ แนวทางการรักษามะเร็งปากอักเสบเหตุฟันเทียมโดยทั่วไปมักใช้ยาต้านเชื้อรา (anti-fungal drug) น้ำยาฆ่าเชื้อ (antiseptic/disinfectant agent) ร่วมกับการปรับแต่งแก้ไขฟันเทียมและการให้ทันตสุขศึกษา นอกจากนี้ในปัจจุบันยังมีการคิดค้นวิธีการรักษาแบบใหม่ ๆ เช่น การใช้คลื่นไมโครเวฟ (microwave) การรักษาด้วยโฟโตไดนามิก (photodynamic therapy) การรักษาด้วยแสงเลเซอร์ระดับต่ำ (low-level laser therapy) การใช้สารสกัดสมุนไพร รวมไปถึงการผสมยาต้านเชื้อราในวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อ (tissue conditioner)⁶ ซึ่งแนวทางการรักษาต่าง ๆ ที่กล่าวมานั้นมีรายละเอียดและผลการรักษาที่แตกต่างกันออกไป เพื่อให้ทันตแพทย์เห็นภาพรวมและรายละเอียดของการรักษาที่มีใช้อยู่ บทความปริทัศน์นี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อรวบรวมแนวทางและผลการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมจากการศึกษาทางคลินิก (clinical study) โดยเน้นที่การรักษาที่สามารถใช้ได้จริงในบริบทคลินิกทันตกรรมทั่วไป

แนวทางการรวบรวมวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

บทความปริทัศน์นี้ทำการรวบรวมแนวทางการรักษาจากการศึกษาทางคลินิกที่อยู่ในฐานข้อมูล PubMed ภายใต้คำสำคัญ “denture stomatitis” ในช่วง 10 ปีที่ผ่านมา (ถึงช่วงเดือนเมษายน พ.ศ. 2564) โดยการศึกษาต้องเป็นการศึกษาทางคลินิกที่ทำการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม ซึ่งแนวทางการรักษาที่ใช้ อาจประกอบด้วยวิธีการรักษาวิธีใดวิธีหนึ่งหรืออาจใช้หลายวิธีร่วมกันก็ได้ อย่างไรก็ตาม หากแนวทางการรักษาใดไม่ปรากฏในฐานข้อมูลในช่วงเวลาดังกล่าว แต่เป็นแนวทางการรักษาที่เหมาะสมและมีใช้อยู่ทั่วไป รวมถึงเป็นแนวทางการรักษาที่มีประเด็นเนื้อหาที่น่าสนใจ ก็จะถูกรวบรวมไว้ในบทความปริทัศน์นี้เช่นกัน

ทั้งนี้เนื่องจากแต่ละการศึกษามีวิธีการวัดผลรวมถึงระยะเวลาในการติดตามผลการรักษาที่แตกต่างกัน ดังนั้นบทความปริทัศน์นี้จะสรุปผลการรักษาโดยเน้นที่การลดการอักเสบของเนื้อเยื่อโดยใช้ร้อยละของผู้ป่วยที่หายจากโรคหรือร้อยละของผู้ป่วยที่มีการอักเสบลดลงเมื่อสิ้นสุดการรักษาเป็นผลการรักษาหลัก (primary outcome) ในกรณีที่มีการศึกษานั้น ๆ ไม่ได้มีการรายงานสัดส่วนผู้ป่วยที่หายจากโรคหรือที่มีอาการดีขึ้น การลดลงของระดับการอักเสบของเนื้อเยื่อจะถูกสรุปเป็นผลการรักษารอง (secondary outcome) ในกรณีที่มีการศึกษานั้น ๆ มีการติดตามผลการรักษาต่อเนื่องหลังเสร็จสิ้นการรักษา อัตราการกลับมาเป็นโรคซ้ำ (recurrence rate) จะถูกพิจารณาโดยคำนวณจากสัดส่วนของผู้ป่วยที่หายจากโรคแล้วกลับมามีอาการแสดงซ้ำเมื่อเวลาผ่านไป นอกจากนี้ประสิทธิภาพในแง่ของการกำจัดเชื้อจุลินทรีย์โดยเปรียบเทียบกับปริมาณเชื้อก่อนการรักษาก็ถูกรวบรวมไว้เช่นกัน

ผลการรวบรวมวรรณกรรม

มีการศึกษาทางคลินิกที่ปรากฏแนวทางการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมตามเกณฑ์ที่กำหนดรวมทั้งสิ้น 30 การศึกษา ซึ่งถูกรวบรวมและแสดงผลของการรักษาไว้ในตารางที่ 1 โดยสามารถจำแนกแนวทางการรักษาได้เป็น 26 รูปแบบย่อย จากประเภทการรักษาหลักที่ประกอบด้วย การให้ทันตสุขศึกษา การใช้ยาฆ่าเชื้อ การใช้ยาต้านเชื้อราเฉพาะที่ การใช้ยาต้านเชื้อราทางระบบ การใช้ยาฆ่าเชื้อร่วมกับยาต้านเชื้อรา การแก้ไขฟันเทียมและการทำฟันเทียมชุดใหม่ การใช้คลื่นไมโครเวฟ และการรักษาด้วยโฟโตไดนามิกหรือแสงเลเซอร์ระดับต่ำ

การให้ทันตสุขศึกษา

ฐานฟันเทียมเป็นพื้นผิวที่สัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อในช่องปากตลอดเวลาที่ผู้ป่วยสวมใส่ฟันเทียม โดยฐานฟันเทียมส่วนใหญ่เป็นวัสดุประเภทอะคริลิกเรซิน (acrylic resin) ที่พื้นผิวมีลักษณะเป็นรูพรุนเล็ก ๆ รวมทั้งอาจมีรอยแยกที่เกิดจากการขึ้นรูปและการใช้งาน ลักษณะพื้นผิวดังกล่าวเอื้อต่อการยึดเกาะของคราบจุลินทรีย์ หากไม่มีการดูแลความสะอาดอย่างเหมาะสม ฐานฟันเทียมจะกลายเป็นแหล่งสะสมของเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียที่จะนำไปสู่การอักเสบและการติดเชื้อ⁷ โดยทั่วไปมักแนะนำให้ผู้ป่วยทำความสะอาดฟันเทียมวันละ 2-3 ครั้งหรือทุกครั้งหลังมีอาหาร ด้วยการแปรงร่วมกับสารทำความสะอาด เช่น ยาสีฟันหรือน้ำสบู่ เนื่องจากทำได้ง่าย ค่าใช้จ่ายไม่สูง และมีประสิทธิภาพในการกำจัดคราบจุลินทรีย์ อย่างไรก็ตาม

ประสิทธิภาพในการกำจัดคราบจุลินทรีย์ดังกล่าวขึ้นอยู่กับทักษะการแปรงทำความสะอาดของตัวผู้ป่วย ซึ่งในผู้ป่วยที่มีข้อจำกัดของการเคลื่อนไหว เช่น ผู้สูงอายุหรือผู้พิการ อาจไม่สามารถแปรงทำความสะอาดได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นในผู้ป่วยกลุ่มนี้อาจแนะนำการแช่ฟันเทียมในสารทำความสะอาดหรือน้ำยาฆ่าเชื้อร่วมกับการแปรงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการกำจัดเชื้อจุลชีพ^๑

นอกจากนี้ลักษณะนิสัยการใส่ฟันเทียมตลอดเวลาโดยไม่มีการถอดพักมีความสัมพันธ์กับการเกิดภาวะปากอักเสบเหตุฟันเทียม¹ ดังนั้นจึงควรแนะนำให้ผู้ป่วยถอดฟันเทียมพักในช่วงกลางคืนหรืออย่างน้อยวันละ 8 ชั่วโมง เพื่อให้เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมได้พักและเอื้อให้เกิดการไหลเวียนของน้ำลาย เกิดการทำความสะอาดด้วยตัวเองในช่องปาก (self-cleansing) โดยในขณะที่ถอดฟันเทียมพักมักแนะนำให้แช่ฟันเทียมในน้ำเปล่าเพื่อป้องกันการบิดเบี้ยวของฟันเทียม^๑ อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่าหากนำฟันเทียมที่ไม่ได้ผ่านการทำความสะอาดอย่างเหมาะสมมาแช่พักในน้ำเปล่าอาจยังเป็นการกระตุ้นให้เชื้อจุลชีพสะสมตัวมากขึ้นบนฟันเทียม ดังนั้นจึงจำเป็นต้องเน้นย้ำการทำความสะอาดฟันเทียมก่อนการนำมาแช่พัก ในกรณีที่ผู้ป่วยมีข้อจำกัดทางกายภาพทำให้ไม่สามารถทำความสะอาดได้อย่างเหมาะสม ทันตแพทย์ที่ดูแลอาจพิจารณาแนะนำให้ผู้ป่วยถอดพักฟันเทียมในที่แห้ง เพื่อลดผลของความชื้นที่เอื้อต่อการเจริญเติบโตของเชื้อจุลชีพบนฟันเทียม ทั้งนี้การถอดพักในที่แห้งข้ามคืนต่อเนื่องเป็นระยะเวลานานอาจก่อให้เกิดการบิดเบี้ยวของฟันเทียม อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่ระบุว่า การเปลี่ยนแปลงมิติที่เกิดขึ้นนั้นไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก ไม่ส่งผลต่อความแนบของฐานฟันเทียมและความสบายในการสวมใส่ฟันเทียมของผู้ป่วย^๑

ในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมการให้ทันตสุขศึกษาทั้งการทำความสะอาดฟันเทียมและการใส่ฟันเทียมอย่างถูกสุขลักษณะจัดเป็นองค์ประกอบที่สำคัญ โดยมักถูกใช้เป็นการรักษาร่วมกับการรักษาอื่น ๆ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการรักษาที่ไม่มีการให้ทันตสุขศึกษาแก่ผู้ป่วยมักจะมีผลการตอบสนองต่อการรักษาที่ไม่ดี^{10,11} หรือมีโอกาที่ผู้ป่วยจะกลับมาเป็นโรคซ้ำสูง¹² ขณะเดียวกัน การให้ทันตสุขศึกษาเพียงอย่างเดียวนั้นมีความเหมาะสมกับผู้ป่วยฟันเทียมที่ไม่มีรอยโรคหรือมีรอยโรคในระยะเริ่มต้นเท่านั้น¹³ หากการอักเสบของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมมีการกระจายตัวหรือมีการอักเสบระดับ

ปานกลางถึงรุนแรง การให้ทันตสุขศึกษาเพียงอย่างเดียวอาจสามารถลดระดับการอักเสบของเนื้อเยื่อได้ แต่ผู้ป่วยมักไม่หายจากโรคได้อย่างสมบูรณ์ ซึ่งจำเป็นต้องมีการรักษาแนวทางอื่น ๆ ร่วมด้วย¹⁴⁻¹⁷

การใช้น้ำยาฆ่าเชื้อ

เป็นวิธีการรักษาที่ใช้สารเคมีที่มีฤทธิ์ทำลายเชื้อจุลชีพโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อลดหรือกำจัดเชื้อจุลชีพที่สะสมอยู่ในเนื้อเยื่อช่องปากและชั้นฟันเทียม วิธีการกำจัดเชื้อจุลชีพบริเวณเนื้อเยื่อในช่องปากมักใช้น้ำยาฆ่าเชื้อในรูปแบบการอมบ้วน (antiseptic mouthwash) ในขณะที่การกำจัดเชื้อจุลชีพบนชั้นฟันเทียมมักใช้น้ำยาฆ่าเชื้อในรูปสารแช่ฟันเทียม (disinfectant) โดยน้ำยาฆ่าเชื้อที่ดีควรมีคุณสมบัติที่ไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ ไม่ทำให้คุณสมบัติเชิงกลของวัสดุฟันเทียมเปลี่ยนแปลง และควรมีฤทธิ์ครอบคลุมเชื้อในวงกว้าง (broad spectrum) เนื่องจากการติดเชื้อในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมมักเป็นการติดเชื้อร่วมกันของเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียหลายชนิด^๑ น้ำยาฆ่าเชื้อที่มีการศึกษาถึงประสิทธิภาพในการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียมและสามารถหาใช้ได้ง่ายในคลินิกทันตกรรม ได้แก่ โซเดียมไฮโปคลอไรท์ (sodium hypochlorite)

โซเดียมไฮโปคลอไรท์เป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่ก่อให้เกิดการหลุดลอกของคราบจุลินทรีย์ร่วมกับมีฤทธิ์ในการยับยั้งและฆ่าเชื้อจุลชีพทั้งเชื้อราและเชื้อแบคทีเรีย¹⁸ แต่เนื่องจากโซเดียมไฮโปคลอไรท์มีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อจึงเหมาะสำหรับการใช้เป็นสารแช่ฟันเทียมเท่านั้น จากการศึกษาที่ผ่านมาโซเดียมไฮโปคลอไรท์ถูกเลือกใช้ในรูปแบบสารละลายที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.1-1 โดยแนะนำให้แช่ฟันเทียมเป็นระยะเวลาสั้น ๆ ครั้งละประมาณ 10-20 นาที วันละ 1 ครั้งหลังอาหารเย็น ต่อเนื่องเป็นเวลา 2 สัปดาห์^{13-15,19-21} อย่างไรก็ตามมีบางการศึกษาที่แนะนำให้ใช้แช่ฟันเทียมในลักษณะการแช่ข้ามคืน^{22,23} หลังการแช่ฟันเทียมด้วยสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ควรทำการล้างชั้นฟันเทียมด้วยน้ำเปล่าปริมาณมาก ๆ เพื่อลดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก นอกจากนี้หากใช้สารละลายที่ความเข้มข้นสูงหรือแช่ด้วยระยะเวลาที่นานเกินไปอาจส่งผลต่อความสวยงามและคุณสมบัติเชิงกลของชั้นฟันเทียมได้ อีกทั้งโซเดียมไฮโปคลอไรท์ยังมีฤทธิ์ในการกัดกร่อนโลหะ ดังนั้นจึงแนะนำให้หลีกเลี่ยงการใช้แช่ฟันเทียมที่มีส่วนประกอบเป็นโลหะ²⁴

ตารางที่ 1 แนวทางการรักษาปากอักเสบเรื้อรังที่พบในผู้ป่วยและผลการรักษา

Table 1 Treatment protocols for denture stomatitis and treatment outcomes

แนวทาง การรักษา		การรักษา		ระยะเวลา	ผลการรักษา
การรักษา	การให้ทันตสุขศึกษา	ขึ้นฟันเทียม	เนื้อเยื่อช่องปาก		
การรักษาโดยการสอนทันตสุขศึกษาเพียงอย่างเดียว					
1	ให้หยุดใช้ฟันเทียมตลอดการรักษา	ร่วมกับการสอนทันตสุขศึกษา		4 สัปดาห์	- ไม่มีผู้ป่วยหายจากโรค โดยผู้ป่วยร้อยละ 50 มีการอักเสบลดลงเพียงเล็กน้อย¹⁶ - ผู้ป่วยร้อยละ 0-33 หายจากโรค^{15,20} - ปริมาณคราบจุลินทรีย์ที่ผิวฟันเทียมลดลงร้อยละ 63-89^{14,15} - ผู้ป่วยร้อยละ 21 มีการอักเสบลดลง แต่มีผู้ป่วยร้อยละ 25 พบการอักเสบมากขึ้น¹⁵ - ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมและเพดานปากไม่แตกต่างกับการรักษา^{14,20}
2		สอนทันตสุขศึกษา และวิธีการดูแลฟันเทียม		7-37 วัน	
การใช้ยาฆ่าเชื้อแก่ขึ้นฟันเทียม และ/หรือ อมบ้วน					
		แช่ 20 นาทีใน			- ผู้ป่วยร้อยละ 17-27 หายจากโรค^{15,19,20} และร้อยละ 13-25 มีการอักเสบลดลง¹⁵ - ระดับการอักเสบของเนื้อเยื่อลดลงอย่างมีนัยสำคัญ^{14,19} - ปริมาณคราบจุลินทรีย์ที่ผิวฟันเทียมลดลงร้อยละ 81-97^{14,15,19} - ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมลดลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่ที่เพดานปากไม่เปลี่ยนแปลง^{14,19,20}
3	มี	0.1% NaOCl ¹⁴ 0.25% NaOCl ^{15,19,20} 0.5% NaOCl ¹⁵	-	7-37 วัน	
4	ไม่มี	แช่ข้ามคืนใน 0.12% CHX	-	4 วัน	- ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมลดลงมากกว่าร้อยละ 99²⁶
5	มี	แช่ข้ามคืนใน 0.2% CHX	0.2% CHX (mouthwash)	15 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 70 หายจากโรค และร้อยละ 20 มีการอักเสบลดลง²⁷ - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 71²⁷
6	มี	แช่ 15 นาทีใน alkaline peroxide tablet	-	10 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 32 หายจากโรค และมีระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงร้อยละ 60¹⁹ - ปริมาณคราบจุลินทรีย์ที่ผิวฟันเทียมลดลงร้อยละ 85¹⁹ - ปริมาณเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียที่ฟันเทียมลดลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่ที่เพดานปากไม่เปลี่ยนแปลง¹⁹
การใช้ยาด้านเชื้อราเฉพาะที่					
7	ไม่มี	-	nystatin (oral suspension)	30 วัน	- ระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงร้อยละ 99⁴⁸

ตารางที่ 1 แนวทางการรักษาปากอักเสบเรื้อรังที่พบบ่อยและผลการรักษา (ต่อ)

Table 1 Treatment protocols for denture stomatitis and treatment outcomes (cont.)

แนวทางการรักษา		การรักษา		ระยะเวลา	ผลการรักษา
การรักษากายภาพ	การให้ทันตศัลยศาสตร์ศึกษา	ขึ้นพื้นฐาน	เนื้อเยื่อของปาก		
8	มี	-	nystatin (oral suspension)	14-30 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 25-43 หายจากโรค^{40,41} - ผู้ป่วยร้อยละ 53-65 มีระดับการอักเสบที่ลดลง⁴¹⁻⁴³ ในขณะที่บางการศึกษาไม่พบการเปลี่ยนแปลงของระดับการอักเสบ⁴⁷ - ปริมาณเชื้อราที่พื้นเยื่อเมือกลดลงร้อยละ 56-67 และที่เพดานปากลดลงร้อยละ 48-86^{38,40,41,43} แต่บางการศึกษาพบว่าปริมาณเชื้อราที่เพดานปากไม่เปลี่ยนแปลง^{42,47} - ผู้ป่วยร้อยละ 50-75 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (3 เดือนหลังการรักษา)^{41,43}
9	มี	-	micronazole (gel)	7-30 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 30 หายจากโรค⁴⁷ - ระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงอย่างมีนัยสำคัญ^{37,47,66} - ปริมาณเชื้อราที่พื้นเยื่อเมือกและเพดานปากลดลงอย่างมีนัยสำคัญ^{37,66} แต่บางการศึกษาพบว่าปริมาณเชื้อราที่เพดานปากไม่แตกต่างกับก่อนการรักษา⁴⁷
10	ไม่มี	-	clotrimazole (troche)	14 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 33 หายจากโรค และร้อยละ 67 คงเหลือการอักเสบระดับเล็กน้อย⁴⁴ - ปริมาณเชื้อราที่พื้นเยื่อเมือกลดลงร้อยละ 40-55 และในน้ำลายลดลงร้อยละ 95⁴⁴
การใช้ยาต้านเชื้อราทางระบบ					
11	ไม่มี	-	fluconazole (50 mg tablet)	14 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 16 หายจากโรค และร้อยละ 73 มีการอักเสบลดลง¹² - ปริมาณเชื้อราในช่องปากลดลงร้อยละ 48¹² - ผู้ป่วยร้อยละ 67 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (4 สัปดาห์หลังการรักษา)¹²
12	มี	-	fluconazole (50 mg tablet)	14 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 40-97 หายจากโรค และร้อยละ 47-84 มีการอักเสบลดลง^{39,45,46} - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากและชั้นพื้นเยื่อเมือกอย่างมีนัยสำคัญ^{36,45} - ผู้ป่วยร้อยละ 33-40 กลับมาเป็นโรคซ้ำ ภายใน 2-10 สัปดาห์หลังการรักษา⁴⁶
13	NA	-	ketonazole (200 mg tablet)	14 วัน	- ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 73³⁵

ตารางที่ 1 แนวทางการรักษาปากอักเสบเรื้อรังที่พบบ่อยและผลการรักษา (ต่อ)

Table 1 Treatment protocols for denture stomatitis and treatment outcomes (cont.)

แนวทาง การรักษา		การรักษา		ระยะเวลา	ผลการรักษา
การรักษา	การให้ทันตสุขศึกษา	ขึ้นฟันเทียม	เนื้อเยื่อช่องปาก		
การใช้ยาฆ่าเชื้อร่วมกับยาต้านเชื้อรา					
14	มี	แช่ 10-20 นาทีใน NaOCl	miconazole (gel)	15 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 80 ไม่พบการอักเสบหรือมีระดับการอักเสบที่ลดลง²¹ - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 80²¹ - ผู้ป่วยร้อยละ 13 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (2 สัปดาห์หลังการรักษา)²¹
15	มี	แช่ข้ามคืนใน 1% NaOCl	nystatin (oral suspension)	14 วัน	- ระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงร้อยละ 98²² - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 92-94²²
การแก้ไขฟันเทียม ฉาบฐาน หรือทำขึ้นฟันเทียมใหม่					
16	มี	ฉาบฐานด้วย Coe Comfort™	-	นัดหมาย ทุก 3-5 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 50 มีระยะเวลาการหายของโรค < 20 วัน (มีระยะเวลาของการหายเท่ากับ 20 วัน)⁵² - ระยะเวลาการหายของโรคอยู่ในช่วง 7-34 วัน โดยระยะเวลาเฉลี่ยที่ผู้ป่วยมีอาการดีขึ้นคือ 2.79 สัปดาห์^{52,56}
17	มี	ฉาบฐานด้วย Visco-gel	-	15 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 40 หายจากโรค และร้อยละ 25 มีการอักเสบลดลง²⁷ - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงเพียงเล็กน้อย²⁷
18	มี	ทำฟันเทียมใหม่	-	-	- ผู้ป่วยร้อยละ 13-20 หายจากโรค หลังการใส่ฟันเทียมชุดใหม่ 1-6 เดือน^{39,59} - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากไม่แตกต่างกับก่อนการรักษา³⁹
19	มี	ทำฟันเทียมใหม่	miconazole (gel)	4 สัปดาห์	- ผู้ป่วยร้อยละ 58 หายจากโรค หลังการใส่ฟันเทียมชุดใหม่ 6 เดือน⁵⁹
20	มี	ทำฟันเทียมใหม่	fluconazole (50 mg tablet)	2 สัปดาห์	- ผู้ป่วยร้อยละ 77 หายจากโรค หลังการใส่ฟันเทียมชุดใหม่ 6 เดือน⁵⁹
การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ					
21	ไม่มี	microwave 350 W 10 นาที (ทุกคืน)	-	7 วัน	- ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมลดลงร้อยละ 88 และที่เพดานปากลดลงร้อยละ 98²³ - ปริมาณเชื้อแบคทีเรียที่ฟันเทียมลดลงร้อยละ 70 แต่ที่เพดานปากไม่เปลี่ยนแปลง²³

ตารางที่ 1 แนวทางการรักษาปากอักเสบเรื้อรังที่พบบ่อยและผลการรักษา (ต่อ)

Table 1 Treatment protocols for denture stomatitis and treatment outcomes (cont.)

แนวทาง การรักษา	การรักษา			ผลการรักษา
	การให้ทันตสุขศึกษา	ขึ้นฟันเทียม	เนื้อเยื่อช่องปาก	
22	มี	Microwave 650 W 3 นาที (1-3 ครั้ง/สัปดาห์) ⁴¹ 650 W 6 นาที (3 ครั้ง/วัน) ¹⁷	- 14-30 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 40-87 หายจากโรค^{17,41} และร้อยละ 30-35 มีการอักเสบลดลง⁴¹ - ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมลดลงร้อยละ 45-53 และที่เพดานปากลดลงร้อยละ 62-66⁴¹ และบางการศึกษารายงานว่าผู้ป่วยทุกรายไม่พบเชื้อราที่ฟันเทียมและเพดานปาก¹⁷ - ผู้ป่วยร้อยละ 39-53 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (3 เดือนหลังการรักษา)⁴¹
23	มี	Microwave 650 W 6 นาที (3 ครั้ง/วัน) ¹⁷	miconazole (gel)	- ผู้ป่วยร้อยละ 93 หายจากโรค และผู้ป่วยร้อยละ 7 คงเหลือการอักเสบระดับเล็กน้อย¹⁷ - ผู้ป่วยทุกรายไม่พบเชื้อราที่ฟันเทียมและเพดานปากหลังการรักษา¹⁷
การรักษาด้วยไฟฟ้ไดนามิกและแสงเลเซอร์ระดับต่ำ				
24	มี	PDT (Photogem [®] , 3 ครั้ง/สัปดาห์) ⁴³ (methylene blue, 2 ครั้ง/สัปดาห์) ^{38,66} (photodithazine, 3 ครั้ง/สัปดาห์) ⁴²	15 วัน	- ผู้ป่วยร้อยละ 45 ไม่พบการอักเสบหรือมีระดับการอักเสบที่ลดลง⁴³ - ระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงร้อยละ 53-94^{42,66} - ปริมาณเชื้อราที่ฟันเทียมลดลงร้อยละ 3-57 และที่เพดานปากลดลงร้อยละ 20-31^{38,43} ในขณะที่บางการศึกษาไม่พบความเปลี่ยนแปลงของเชื้อราที่ขึ้นฟันเทียม⁴² - ผู้ป่วยร้อยละ 78 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (3 เดือนหลังการรักษา)⁴³
25	มี	แช่ 10-20 นาทีใน NaOCl	PDT (methylene blue) ร่วมกับ LLLT 12W 2 ครั้ง/สัปดาห์	- ผู้ป่วยร้อยละ 40 ไม่พบการอักเสบหรือมีระดับการอักเสบที่ลดลง²¹ - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 40²¹ - ผู้ป่วยร้อยละ 25 กลับมาเป็นโรคซ้ำ (2 สัปดาห์หลังการรักษา)²¹
26	มี	-	nystatin (oral suspension) ร่วมกับ PDT (Indocyanine) 2 ครั้ง/สัปดาห์	- ผู้ป่วยร้อยละ 61 หายจากโรค⁴⁰ - ปริมาณเชื้อราที่เพดานปากลดลงร้อยละ 71⁴⁰ - ผู้ป่วยร้อยละ 89 หายจากโรค (1 เดือนหลังการรักษา)⁴⁰

Abbreviation: NaOCl, sodium hypochlorite; CHX, chlorhexidine; PDT, photodynamic therapy; LLLT, low-level laser therapy

การศึกษาทางคลินิกในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม พบว่า การใช้โซเดียมไฮโปคลอไรท์เป็นสารแช่ฟันเทียม สามารถลดปริมาณ คราบจุลินทรีย์บนชิ้นฟันเทียมได้ถึงร้อยละ 81-97^{14,15,19} รวมทั้งยังมี ประสิทธิภาพสูงในการลดปริมาณเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียที่อยู่บน ชิ้นฟันเทียม แต่ในทางกลับกันพบว่าประสิทธิภาพค่อนข้างจำกัด ในการลดเชื้อจุลินทรีย์บริเวณเนื้อเยื่อในช่องปาก^{19,20} ส่วนผลการรักษา ในแง่การลดการอักเสบของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียม พบว่าการแช่ ฟันเทียมด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรท์เพียงอย่างเดียวสามารถช่วยลด การอักเสบได้อย่างมีนัยสำคัญ โดย Barnabe และคณะ¹³ ทำการศึกษา ในกลุ่มผู้ป่วยฟันเทียมทั้งปากขาการไกรบน โดยแนะนำให้ผู้ป่วย แช่ฟันเทียมด้วยสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 0.05 ร่วมกับการแปรงทำความสะอาดชิ้นฟันเทียมด้วยสบู เป็นเวลา 14 วัน พบว่าผู้ป่วยร้อยละ 89 ปราศจากการอักเสบที่เนื้อเยื่อใต้ฐาน ฟันเทียมหลังจบการรักษา อย่างไรก็ตาม กลุ่มตัวอย่างในการศึกษานี้ เป็นผู้ป่วยที่มีการอักเสบของเนื้อเยื่อในระดับที่ต่ำมาก รวมถึงบางราย ไม่พบการอักเสบของเนื้อเยื่อเลยตั้งแต่ก่อนเริ่มการรักษา จึงทำให้ พบอัตราการประสบความสำเร็จของการรักษาค่อนข้างสูง ซึ่งแตกต่างจากการ ศึกษาส่วนใหญ่ที่ทำการศึกษากลุ่มผู้ป่วยที่มีภาวะปากอักเสบเหตุ ฟันเทียม โดยพบว่าการรักษาโดยการแช่ฟันเทียมในโซเดียมไฮโป- คลอไรท์เพียงอย่างเดียว มีผู้ป่วยเพียงร้อยละ 17-27 เท่านั้นที่หาย จากโรคเมื่อสิ้นสุดการรักษา^{15,19,20} แต่หากใช้โซเดียมไฮโปคลอไรท์แช่ ฟันเทียมร่วมกับการรักษาประเภทอื่น ๆ เช่น การใช้ยาต้านเชื้อรา การใช้น้ำยาฆ่าเชื้อในรูปแบบอมบ้วนหรือการรักษาด้วยโฟโตไดนามิก พบว่าสามารถลดขนาดรอยโรคหรือระดับการอักเสบได้มากกว่าร้อยละ 90²² และพบผู้ป่วยหายจากโรคถึงร้อยละ 40-80 เมื่อสิ้นสุดการรักษา²¹

คลอโรเฮกซิดีน (chlorhexidine)

คลอโรเฮกซิดีนเป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพในการ กำจัดเชื้อแบคทีเรียและเชื้อรา สามารถก่อให้เกิดการหลุดลอกรวม ทั้งยับยั้งการยึดเกาะของคราบจุลินทรีย์²⁵ คลอโรเฮกซิดีนมักพบใน รูปแบบน้ำยาบ้วนปากที่ระดับความเข้มข้นร้อยละ 0.12 และ 0.2 โดย สามารถใช้ได้ทั้งเป็นน้ำยาบ้วนปากและสารแช่ฟันเทียม จากการศึกษา ในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมพบว่าการใช้คลอโรเฮกซิดีนสามารถ ลดปริมาณเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียได้ในระดับสูงทั้งในเนื้อเยื่อและ ผิวฟันเทียม รวมถึงมีประสิทธิภาพในการลดระดับการอักเสบของ เนื้อเยื่อได้อย่างมีนัยสำคัญ และผู้ป่วยร้อยละ 70 หายจากโรคเมื่อ สิ้นสุดการรักษา^{26,27}

การใช้คลอโรเฮกซิดีนเป็นน้ำยาบ้วนปากจะใช้น้ำวันละ 2 ครั้ง ตอนเช้าและก่อนนอน โดยแนะนำให้ผู้ป่วยอมกลั้วในช่องปากประมาณ 30-60 วินาที กรณีใช้เป็นสารแช่ฟันเทียมแนะนำให้แช่ทิ้งไว้ข้ามคืน โดยแช่ให้ท่วมทั้งชิ้นฟันเทียมและควรเปลี่ยนน้ำยาทุกวัน การรักษา

ทั้งสองรูปแบบจะแนะนำให้ใช้ต่อเนื่องเป็นเวลา 2 สัปดาห์ ทั้งนี้ คลอโรเฮกซิดีนมีข้อเสียคือ มีรสขม ทำให้การรับรสเปลี่ยน ก่อให้ เกิดอาการแสบร้อนและการหลุดลอกของเยื่อบุผิว (epithelium exfoliation) ซึ่งมักเกิดขึ้นในกรณีที่ผู้ป่วยอมบ้วนถี่หรือนานเกิน กว่าคำแนะนำ อีกทั้งคลอโรเฮกซิดีนยังทำให้เกิดการติดคราบสีน้ำตาล ทั้งที่ผิวฟันธรรมชาติและฐานฟันเทียม²⁵ นอกจากนี้ต้องพึงระวังใน การใช้คลอโรเฮกซิดีนร่วมกับยาต้านเชื้อราในสทาติน (nystatin) เนื่องจาก จะเกิดปฏิกิริยาระหว่างยา (drug interaction) ระหว่างยาทั้งสองชนิด เกิดเป็นสารประกอบเกลือกที่ไม่ละลายน้ำ ซึ่งจะทำให้ประสิทธิภาพ ในการต้านเชื้อจุลินทรีย์ของยาทั้งสองลดลงอย่างมีนัยสำคัญ²⁸ หากมี ความจำเป็นต้องใช้ร่วมกันควรแนะนำให้ผู้ป่วยใช้น้ำยาในสทาตินก่อน จากนั้นให้ผู้ป่วยทิ้งช่องว่างอย่างน้อย 30 นาทีขึ้นไป จึงค่อยใช้น้ำยาบ้วนปาก คลอโรเฮกซิดีน²⁹

ยาเม็ดอัลคาไลน์เปอร์ออกไซด์ (alkaline peroxide tablet)

ยาเม็ดทำความสะอาดหรือเม็ดฟู่สำหรับแช่ฟันเทียมเป็น สารทำความสะอาดที่ได้รับความนิยม เนื่องจากหาซื้อง่ายและใช้งาน สะดวก เมื่อใส่เม็ดลงในน้ำ เม็ดยาจะทำปฏิกิริยาเกิดเป็นฟองก๊าซ ออกซิเจน (oxygen-liberation) ที่ช่วยกระแทกกำจัดคราบจุลินทรีย์ (effervescent effect) คล้ายกับวิธีทำความสะอาดเชิงกล หลายการ ศึกษารายงานถึงประสิทธิภาพที่ดีของยาเม็ดอัลคาไลน์เปอร์ออกไซด์ ใน การกำจัดคราบจุลินทรีย์และเชื้อแบคทีเรียที่ผิวฟันเทียม^{9,30} อย่างไร ก็ตามประสิทธิภาพในการกำจัดเชื้อราของยาเม็ดอัลคาไลน์เปอร์ ออกไซด์นั้นค่อนข้างต่ำเมื่อเปรียบเทียบกับยาต้านเชื้อราหรือสารฆ่าเชื้อ ชนิดอื่น³¹ ดังนั้นการใช้ยาเม็ดอัลคาไลน์เปอร์ออกไซด์ในผู้ป่วยปาก ออักเสบเหตุฟันเทียมจึงมีขอบเขตจำกัดโดยมักถูกใช้เป็นองค์ประกอบ ร่วมกับการรักษาหลักเท่านั้น¹⁹

การใช้ยาต้านเชื้อรา

การใช้ยาต้านเชื้อรามีวัตถุประสงค์หลักเพื่อกำจัดหรือลด เชื้อรากลุ่มที่ก่อโรคทั้งที่อยู่บนชิ้นฟันเทียมและเนื้อเยื่อช่องปาก ยาต้านเชื้อรา ที่ใช้ในการรักษาอาการติดเชื้อราในช่องปากประกอบด้วยยา 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มพอลิอิน (polyenes) ที่มักใช้ในรูปแบบยาเฉพาะที่ (topical treatment) และกลุ่มเอโซล (azole) ที่สามารถใช้ได้ทั้งในรูปแบบยา เฉพาะที่และรูปแบบการรักษาทางระบบ (systemic treatment)³² ทั้งนี้ การบริหารยาต้านเชื้อรามีด้วยกันหลายวิธี ซึ่งแตกต่างกันที่ ปริมาณยาและรูปแบบการใช้ยา ดังที่แสดงรายละเอียดในตารางที่ 2

ยาต้านเชื้อราเฉพาะที่ที่ถูกนำมาใช้ในการรักษาปากอักเสบ เหตุฟันเทียมนั้นมีหลายรูปแบบ ได้แก่ ยาน้ำแขวนตะกอน (oral suspension) เจล (gel) ครีม (cream) ขี้ผึ้ง (ointment) ผงยา (powder) ยาอม (lozenge/troche) และน้ำยาเคลือบ (vanish/lacquer) ซึ่งทุกรูปแบบล้วนมีประสิทธิภาพในการลดปริมาณเชื้อรา

และลดการอักเสบของเนื้อเยื่อ ยาต้านเชื้อราเฉพาะที่ที่นิยมเลือกใช้ ได้แก่ นิสทาทีน ไมโคนาโซล (miconazole) และโคลไตรมาโซล (clotrimazole)^{32,33} โดยยาต้านเชื้อรานิสทาทีนมักจ่ายในรูปแบบยา น้ำแขวนตะกอนซึ่งมีข้อดีคือนิสทาทีนไม่ถูกดูดซึมผ่านระบบทางเดินอาหาร ทำให้การใช้ยาดังกล่าวมีความปลอดภัยค่อนข้างสูง ทั้งนี้ หลังการอมกลั้วในช่องปากสามารถแนะนำให้ผู้ป่วยบ้วนทิ้งหรือกลืน ยาก็ได้ ขึ้นกับตำแหน่งของรอยโรค โดยทั่วไปในกรณีที่รอยโรคจำกัด อยู่ในบริเวณช่องปาก ที่ขณะอมกลั้วตัวยาสารสามารถสัมผัสกับเนื้อเยื่อ รอยโรคได้ทั้งหมด อาจพิจารณาให้ผู้ป่วยบ้วนทิ้งเพื่อลดอาการข้างเคียง ที่อาจเกิดขึ้นได้ เช่น คลื่นไส้ ท้องเสีย รวมถึงลดการรบกวนสมดุลของเชื้อ จุลชีพในบริเวณที่ไม่มีรอยโรค แต่ในกรณีที่พบว่ามี การติดเชื้อราแพร่ กระจายไปยังเพดานอ่อนหรือคอคอดหอยส่วนบน (oropharynx) อาจ พิจารณาให้ผู้ป่วยค่อย ๆ กลืนยาช้า ๆ เพื่อให้ตัวยาสัมผัสกับ บริเวณที่มีรอยโรคดังกล่าวได้ ข้อเสียของนิสทาทีนคือมีรสชาติไม่ดี และจำเป็นต้องอมกลั้วหลายครั้งต่อวัน ทำให้ผู้ป่วยอาจให้ความร่วมมือ ไม่ดีนัก บางบริษัทยาจึงทำการผสมสารแต่งกลิ่นและสารเพิ่มความ หวานเพื่อให้ผู้ป่วยยอมรับรสชาติของยาได้มากขึ้น อย่างไรก็ตาม สารเพิ่มความหวานบางชนิดมีผลเสียในแง่การเพิ่มความ เสี่ยงของ การเกิดฟันผุ จึงควรระมัดระวังในการจ่ายยาประเภทนี้ในกลุ่มผู้ป่วย ที่มีภาวะปากแห้งหรือมีความเสี่ยงของการเกิดฟันผุสูง ยาต้านเชื้อรา ไมโคนาโซลเฉพาะที่ที่นิยมใช้มักอยู่ในรูปแบบเจล โดยแนะนำให้ใช้ ทาเป็นชั้นบาง ๆ ที่ขึ้นฟันเทียมและเนื้อเยื่อที่มีการอักเสบ มีข้อดีคือ ตัวยาสารสามารถอยู่เฉพาะที่ได้นานกว่า มีรสชาติดีกว่ารวมถึงบริหาร ยาได้ง่ายขึ้น ในขณะที่ยาต้านเชื้อราโคลไตรมาโซลมักถูกใช้ในแบบ ยอม โดยแนะนำให้ผู้ป่วยอมให้ละลายอย่างช้า ๆ ทั้งนี้ ควรพิจารณา หลีกเลี่ยงการจ่ายยาอมต้านเชื้อราในผู้ป่วยที่มีภาวะปากแห้ง เนื่องจาก ผู้ป่วยมีปริมาณน้ำลายน้อยทำให้การละลายและการกระจายของยาใน ช่องปากเกิดขึ้นได้อย่างจำกัด ส่งผลให้ประสิทธิภาพของการรักษา ลดลง รวมถึงอาจทำให้เกิดการระคายเคืองของเนื้อเยื่อได้ อาการไม่พึง ประสงค์ของยาไมโคนาโซลและโคลไตรมาโซล อาจพบได้บ้าง โดย ผู้ป่วยบางรายอาจรู้สึกระคายเคืองเนื้อเยื่อ รู้สึกปวดแสบร้อนและ คลื่นไส้ ข้อควรระวังที่สำคัญอีกประการของยาต้านเชื้อราในกลุ่ม เอโซลคือผลข้างเคียงยาและปฏิกิริยาระหว่างยา เช่น การใช้ร่วมกับ วาฟาริน (warfarin) เนื่องจากตัวยาสจะไปเสริมฤทธิ์ของการยับยั้ง การแข็งตัวของเลือด เป็นต้น³⁴

ในการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม ยาต้านเชื้อรา ทางระบบมักถูกเลือกใช้เฉพาะในกรณีที่จำเป็น เนื่องจากยาต้านเชื้อรา ทางระบบสามารถส่งผลข้างเคียงต่อการทำงานของตับและไต รวมถึง อาจเกิดปฏิกิริยาระหว่างยากับยาชนิดอื่น นอกจากนี้การใช้ยาต้าน

เชื้อราทางระบบต่อเนื่องเป็นเวลานานอาจทำให้เกิดการดื้อยา (drug resistance) ได้^{32,33} ดังนั้นยาต้านเชื้อราทางระบบจึงมักถูกแนะนำ ให้ใช้เฉพาะในกลุ่มผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงสูงในการติดเชื้อรา เช่น กลุ่ม ผู้ป่วยโรคเอดส์ กลุ่มผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านระบบภูมิคุ้มกันและต่อมไร้ท่อ หรือในกลุ่มผู้ป่วยโรคปากอักเสบเหตุฟันเทียมที่มีการกระจายตัวของ การอักเสบมากหรือไม่ตอบสนองต่อการรักษาด้วยวิธีอื่น⁶ ยาต้านเชื้อรา ทางระบบมักถูกจ่ายในรูปของยารับประทาน โดยตัวยาสารจะถูกดูดซึม ผ่านระบบทางเดินอาหารและกระจายตัวไปตามกระแสเลือดจากนั้น จึงซึมผ่านต่อไปยังน้ำลาย การรับประทานยาต้านเชื้อราในปริมาณ ที่เหมาะสมสามารถทำให้ความเข้มข้นของยาในน้ำลายอยู่ในระดับ ที่ออกฤทธิ์ต้านเชื้อราได้ จึงจำเป็นต้องเน้นย้ำให้ผู้ป่วยถอดฟันเทียม ตอนนอนหรือใส่เฉพาะเวลาที่จำเป็นเพื่อให้เกิดการไหลเวียนของ น้ำลายที่ดีและทั่วถึง ข้อดีของการให้ยาในรูปแบบนี้คือ การบริหารยา ไม่ยุ่งยากเพราะเป็นการจ่ายให้รับประทานเพียงหนึ่งครั้งต่อวัน ทำให้ ผู้ป่วยสามารถปฏิบัติตามได้ง่าย

จากการศึกษาทางคลินิกในการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบ เหตุฟันเทียม พบว่าการใช้ยาต้านเชื้อราทั้งในรูปแบบเฉพาะที่และ รูปแบบการรักษาทางระบบล้วนสามารถลดปริมาณเชื้อราได้อย่างมี นัยสำคัญ³⁵⁻³⁸ อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในแง่การลดการอักเสบของ เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมกลับมีผลการรักษาที่แตกต่างกันในแต่ละการ ศึกษา โดยพบว่าเมื่อสิ้นสุดการรักษาผู้ป่วยส่วนมากมีการอักเสบของ เนื้อเยื่อที่ลดลง โดยมีอัตราของผู้ป่วยที่ปราศจากรอยโรคหลังสิ้นสุด การรักษาอยู่ในช่วงตั้งแต่ร้อยละ 16 ถึง 97^{12,39-48} ขณะเดียวกันมี บางการศึกษารายงานถึงการไม่ตอบสนองของการอักเสบของเนื้อเยื่อ ต่อการใช้ยาต้านเชื้อรา^{10,11,17,47} กล่าวคือถึงแม้ผู้ป่วยจะมีปริมาณเชื้อรา ที่ลดลงอย่างมากแต่ระดับการอักเสบของเนื้อเยื่อในช่องปากกลับคงที่ หรือลดลงเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เช่น การศึกษาของ Budtz-Jorgensen & Catlino¹¹ พบว่าเมื่อรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมด้วย ยาต้านเชื้อราเฉพาะที่ไมโคนาโซลเจลความเข้มข้นร้อยละ 2 เป็น เวลา 14 วัน สามารถลดปริมาณของเชื้อราได้อย่างมีนัยสำคัญแต่ การอักเสบของเนื้อเยื่อที่เพดานกลับดีขึ้นเพียงเล็กน้อย เช่นเดียวกับ การศึกษาของ Bergendal & Isacsson¹⁰ ที่พบว่าภายหลังการรักษา ผู้ป่วยด้วยยาต้านเชื้อราเฉพาะที่นิสทาทีนชนิดผง โดยทาที่ผิวฟันเทียม ให้เป็นชั้นบาง ๆ วันละ 3 ครั้ง เป็นเวลา 14 วัน มีผู้ป่วยถึงร้อยละ 46 ที่ไม่พบการลดลงของการอักเสบของเนื้อเยื่อและไม่มีผู้ป่วยรายใด หายจากโรคเมื่อสิ้นสุดการรักษา อย่างไรก็ตามเป็นที่น่าสังเกตว่าการ ศึกษาทั้งสองไม่มีการสอนทันตสุขศึกษาหรือมีการปรับเปลี่ยนพฤติกรรม การดูแลฟันเทียมให้แก่ผู้ป่วยตลอดช่วงการรักษา

ตารางที่ 2 ชนิดและรูปแบบการใช้ยาต้านเชื้อราในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม

Table 2 Type and route of administration of antifungal drugs in denture stomatitis patients

ชื่อยา	รูปแบบและขนาดยา	วิธีใช้	ระยะเวลา
<i>Topical anti-fungal drug</i>			
Nystatin	100,000 units/ml oral suspension*	- เชยปากก่อนใช้ เพื่อให้ตัวยาลงเข้ากัน - อมกลั้วครั้งละ 2-6 มล. โดยให้ยาอยู่ในช่องปากนานอย่างน้อย 1-3 นาที จากนั้นให้กลืนหรือบ้วนออก - ให้ใช้อมกลั้ววันละ 4 ครั้ง หลังอาหารและก่อนนอน	2-4 สัปดาห์
	100,000 units/gram topical powder	- โรยยาที่ด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียมและเกลี่ยให้เป็นชั้นบาง ๆ - ใช้วันละ 2 ครั้ง หลังอาหารเช้า-เย็น	2 สัปดาห์
	100,000 units troche	- อมในปากให้ละลายช้า ๆ ประมาณ 15-30 นาที - อมครั้งละ 1-2 เม็ด วันละ 5 ครั้ง	2 สัปดาห์
Miconazole	2% oral gel*	- บีบยาจากหลอด ประมาณ ½-1 ซ้อนชา - ทาเจลที่ด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียมและเนื้อเยื่อช่องปากบริเวณ ที่มีอาการ	2-4 สัปดาห์
	55mg/g lacquer	- ทาวันละ 4 ครั้ง หลังอาหารและก่อนนอน - ทาเคลือบบาง ๆ ที่ด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียม - เคลือบฐานฟันเทียม 1 ครั้งต่อสัปดาห์ - ระหว่างการใช้ยา ห้ามแปรงด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียม - เมื่อครบกำหนดเวลา ให้แปรงและล้างด้วยแอลกอฮอล์	1-2 สัปดาห์
Clotrimazole	10 mg troche*	- อมในปากให้ละลายช้า ๆ ประมาณ 15-30 นาที - อมครั้งละ 1 เม็ด วันละ 5 ครั้ง	2 สัปดาห์
Ketoconazole	2% ointment	- ทาบาง ๆ ที่บริเวณเนื้อเยื่อช่องปากที่มีอาการ วันละ 2 ครั้ง หลังอาหารเช้าและก่อนนอน	2 สัปดาห์
Amphotericin B	10 mg lozenge	- อมในปากให้ละลายช้า ๆ ประมาณ 15-30 นาที - อมครั้งละ 1 เม็ด วันละ 4 ครั้ง	2-4 สัปดาห์
	3% cream	- ทาบาง ๆ ที่ด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียม วันละ 4 ครั้ง	2-4 สัปดาห์
<i>Systemic anti-fungal drug</i>			
Ketoconazole	200 mg tablet*	รับประทานวันละ 1 ครั้ง ครั้งละ 1 เม็ด หลังอาหาร	2 สัปดาห์
Fluconazole	50 mg tablet/capsule*	รับประทานวันละ 1 ครั้ง ครั้งละ 1 เม็ด หลังอาหาร	2 สัปดาห์
Itraconazole	100 mg capsule*	รับประทานวันละ 1 ครั้ง ครั้งละ 1 เม็ด หลังอาหาร	2 สัปดาห์

* ยาที่มีใช้ในประเทศไทย

นอกจากนี้เมื่อพิจารณาถึงผลการรักษาในแง่อัตราการกลับมาเป็นโรคซ้ำหลังการรักษาด้วยยาต้านเชื้อรา พบว่าผู้ป่วยมีอัตราการกลับมาเป็นโรคซ้ำที่ค่อนข้างสูง โดยมีอัตราการกลับมาเป็นซ้ำที่ 3 เดือน เท่ากับร้อยละ 50-75^{41,43,46} ซึ่งสาเหตุของการกลับมาเป็นโรคซ้ำเชื่อว่าเกี่ยวข้องกับการขาดการคงสภาพของสุขอนามัยที่ดีของช่องปากและฟันเทียมภายหลังการรักษา¹²

เป็นที่น่าสังเกตว่ามีบางการศึกษาวิจัยจนถึงความไม่สัมพันธ์กันระหว่างปริมาณเชื้อราที่ลดลงและลักษณะการอักเสบที่ดีขึ้น รวมทั้งยังสามารถตรวจพบเชื้อราได้ในผู้ป่วยที่ไม่พบรอยโรค นอกจากนี้ Emami และคณะ⁴⁹ ทำการวิเคราะห์ห่อภิณ (meta-analysis)

เปรียบเทียบผลการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมด้วยแนวทางการรักษาต่าง ๆ โดยวัดผลที่สัดส่วนผู้ป่วยที่หายจากโรคและความสามารถในการลดเชื้อรา ผลการศึกษาพบว่าการใช้ยาต้านเชื้อราที่มีผลการรักษาไม่แตกต่างจากกับการรักษาด้วยวิธีอื่น ๆ ซึ่งมีผลข้างเคียงทางระบบที่น้อยกว่า เช่น การใช้ยาฆ่าเชื้อ คลื่นไส้ไม่โครเวฟและการรักษาด้วยโฟโตไดนามิก ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่า ในปัจจุบันยาต้านเชื้อรา มีบทบาทที่ลดลงในการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม เนื่องจากมีแนวทางการรักษาอื่น ๆ ที่สามารถถูกใช้ทดแทนหรือใช้ร่วมกับการใช้ยาต้านเชื้อรา เพื่อลดอาการไม่พึงประสงค์ที่เกิดจากยาต้านเชื้อราแบบต่าง ๆ ได้

การแก้ไขฟันเทียมและการทำฟันเทียมชุดใหม่

ฟันเทียมที่ไม่พอดีก่อให้เกิดการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่อใต้ต่อฐานฟันเทียม ซึ่งการบาดเจ็บดังกล่าวจะทำให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อและง่ายต่อการติดเชื้อ^{50,51} การกรอปรับแต่งแก้ไขฟันเทียม การฉาบฐานด้วยวัสดุรองพื้นฐานฟันเทียม (denture lining material) หรือการทำฟันเทียมชุดใหม่ มีวัตถุประสงค์เพื่อทำให้ฐานฟันเทียมมีความแนบพอดีกับเนื้อเยื่อ ลดการขัดระหว่งการใช้งานเพื่อลดโอกาสการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อที่จะนำไปสู่การเกิดภาวะปากอักเสบเหตุฟันเทียม³

วัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อมักถูกเลือกนำมาใช้ในการฉาบฐานฟันเทียม เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติวิสโคอีลาสติก (visco-elasticity) ทำให้สามารถไหลแผ่และแนบไปตามสันเหงือกและเกิดความเสถียรของฐานฟันเทียม รวมทั้งวัสดุมีความอ่อนนุ่มและยืดหยุ่นดีจึงสามารถช่วยลดและกระจายแรงกระแทกที่มากระทำต่อสันเหงือก (cushion effect) การนำวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อมาฉาบฐานฟันเทียมเพื่อรักษาภาวะปากอักเสบเหตุฟันเทียมมักมีระยะเวลาการรักษาอยู่ที่ประมาณ 1-2 เดือน เพื่อให้เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมได้พักและเป็นระยะเวลาที่นานพอที่เนื้อเยื่อจะหายจากการบาดเจ็บได้อย่างสมบูรณ์ แต่เนื่องจากวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อจัดเป็นวัสดุรองพื้นฐานฟันเทียมแบบอ่อนชนิดชั่วคราวทำให้เมื่อใช้ไประยะหนึ่งจะเกิดความกระด้างและรุกรุนทำให้วัสดุสูญเสียความยืดหยุ่น⁵³ และกลายเป็นแหล่งสะสมของเชื้อจุลินทรีย์⁵⁴ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการนัดผู้ป่วยกลับมาเปลี่ยนวัสดุทุก 3-5 วัน โดยระหว่างที่ใช้วัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่ออาจแนะนำให้ผู้ป่วยแช่ชิ้นฟันเทียมด้วยสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์เข้มข้นร้อยละ 0.5 เพื่อเป็นการลดปริมาณเชื้อจุลินทรีย์ที่ขึ้นฟันเทียม⁵⁵

ทั้งนี้การศึกษาทางคลินิกในแง่ประสิทธิภาพของวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมมีรายงานอยู่ค่อนข้างจำกัดรวมทั้งมีผลการรักษาที่หลากหลายไม่อาจสรุปได้แน่ชัด กล่าวคือมีการศึกษาที่พบว่าตัววัสดุสามารถช่วยลดเชื้อจุลินทรีย์รวมทั้งสามารถบรรเทาการอักเสบได้ดี^{27,56} แต่ขณะเดียวกันก็มีการศึกษาที่ระบุว่า การฉาบฐานฟันเทียมด้วยวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อไม่มีประสิทธิภาพในการลดปริมาณเชื้อราและไม่สามารถบรรเทาหรือรักษาอาการอักเสบของเนื้อเยื่อ¹⁶ นอกจากนี้บางการศึกษาแนะนำให้หลีกเลี่ยงการใช้วัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อในผู้ป่วยที่มีการติดเชื้อราในช่องปาก เนื่องจากพบว่าตัววัสดุเอื้อให้เกิดการสะสมของเชื้อราโดยเฉพาะเมื่อใช้ต่อเนื่องเป็นระยะเวลานาน โดยไม่มีการนัดผู้ป่วยมาฉาบเปลี่ยนตัววัสดุ⁵⁴

ในปัจจุบันมีงานวิจัยที่ทำการพัฒนาใส่ยาต้านเชื้อราในส่วนผสมของวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อเพื่อหวังผลให้ตัววัสดุเป็นเสมือนเครื่องมือช่วยปลดปล่อยยา (drug-delivery tool) โดยผลการศึกษาทางคลินิกพบว่าสามารถช่วยลดปริมาณเชื้อจุลินทรีย์และบรรเทาการ

อักเสบได้ดี⁵⁷ แต่การศึกษาส่วนใหญ่ยังเป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ จึงจำเป็นต้องทำการศึกษาทางคลินิกเพิ่มเติมเพื่อหาข้อมูลในแง่สัดส่วนยาที่เหมาะสมที่จะสามารถคงปริมาณค่าความเข้มข้นยาค่าสุดท้ายที่สามารถยับยั้งเชื้อจุลินทรีย์ (minimum inhibitory concentration; MIC) รวมถึงผลกระทบต่อคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อหลังการผสมยาด้านเชื้อรา⁵⁸

การทำฟันเทียมชุดใหม่ในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม โดยทั่วไปมักจะพิจารณาทำฟันเทียมชุดใหม่เมื่อฟันเทียมชุดเดิมมีสภาพไม่เหมาะสมหรือมีอายุการใช้งานที่นานเกินกว่าจะคงสุขอนามัยที่ดี อย่างไรก็ตามจากการศึกษาพบว่าหากไม่มีการปรับเปลี่ยนพฤติกรรม การดูแลสุขภาพช่องปากของผู้ป่วย และไม่มีการกำจัดหรือลดปริมาณของเชื้อจุลินทรีย์ก่อโรคที่มีอยู่ในช่องปากก่อนการทำฟันเทียมชุดใหม่ จะมีอัตราความสำเร็จของการรักษาอยู่ในระดับต่ำและจะพบการกลับมาเป็นโรคซ้ำหลังการใส่ฟันเทียมชุดใหม่ไปไม่นาน^{39,59} ดังนั้นกรณีที่ผู้ป่วยมีข้อบ่งชี้ในการทำฟันเทียมชุดใหม่ควรพิจารณาการใช้อย่างยาด้านเชื้อราหรือน้ำยาฆ่าเชื้ออย่างต่อเนื่องในช่วงก่อนและหลังการทำฟันเทียมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการลดการอักเสบและติดเชื้อของเนื้อเยื่อหลังการใส่ฟันเทียม⁵⁹ ร่วมกับเน้นการดูแลสุขภาพช่องปากและการติดตามผลการรักษาอย่างต่อเนื่อง

การใช้คลื่นไมโครเวฟ

การนำคลื่นไมโครเวฟมาช่วยในการทำความสะดวกขึ้น ฟันเทียมถูกแนะนำครั้งแรกโดย Rohrer & Bulard⁶⁰ พบว่าคลื่นไมโครเวฟมีประสิทธิภาพในการกำจัดเชื้อแบคทีเรียและเชื้อรา โดยกลไกในการกำจัดเชื้ออาจเกิดจากความร้อนไปทำลายเซลล์โดยตรง หรืออาจเกิดจากการดูดซับคลื่นรังสีของเซลล์ทำให้เซลล์เกิดการเปลี่ยนแปลงและถูกทำลาย จากการวิเคราะห์ทอภิมานของ da Costa และคณะ⁶¹ พบว่า การนำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ทำความสะอาดชิ้นฟันเทียมในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมมีประสิทธิภาพในการลดปริมาณเชื้อราและลดการอักเสบของเนื้อเยื่อในระดับใกล้เคียงกับการใช้ยาต้านเชื้อราในสทาตินเฉพาะที่ การใช้คลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 และการใช้สารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 0.02 ในขณะที่มีประสิทธิภาพในการลดเชื้อราที่ขึ้นฟันเทียมดีกว่าการใช้ยาต้านเชื้อราไมโคนโซลเจล ทั้งนี้ผู้ป่วยมากกว่าร้อยละ 75 มีการลดลงของระดับการอักเสบ และพบผู้ป่วยถึงร้อยละ 40-87 หายจากโรคเมื่อสิ้นสุดการรักษา^{17,23,41,62}

ประสิทธิภาพของการกำจัดเชื้อจุลินทรีย์ของการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟจะขึ้นกับค่าพลังงานและระยะเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีจากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่มีการระบุแนวทางที่เป็นมาตรฐาน โดยหลักการคือการใช้ค่าพลังงานและเวลาที่น้อยสุดที่ยังคงประสิทธิภาพการกำจัดเชื้อจุลินทรีย์ เพราะค่าพลังงานรังสีที่สูงหรือการฉายเป็นเวลานาน

อาจส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติเชิงกลของชั้นฟันเทียม⁶³ da Costa และคณะ แนะนำให้ใช้คลื่นไมโครเวฟพลังงาน 650 วัตต์ ครั้งละ 3 นาที 1 ครั้งต่อสัปดาห์ ต่อเนื่อง 2 สัปดาห์ เนื่องจากมีประสิทธิภาพเพียงพอต่อการทำลายเชื้อโดยไม่ส่งผลกระทบต่อชั้นฟันเทียม⁶¹ นอกจากนี้ การแช่ชั้นฟันเทียมในน้ำเปล่าหรือสารทำความสะอาดระหว่างการฉายคลื่นไมโครเวฟสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการกำจัดเชื้อและลดเวลาการฉายได้ดีกว่าการวางชั้นฟันเทียมไว้ในที่แห้งขณะฉายรังสี⁶³ ข้อดีของการใช้คลื่นไมโครเวฟคือ วิธีการไม่ยุ่งยาก ค่าใช้จ่ายไม่สูงเนื่องจากปัจจุบันเตาไมโครเวฟถือเป็นเครื่องครัวพื้นฐานที่มีทั่วไปเกือบทุกครัวเรือน นอกจากนี้การใช้คลื่นไมโครเวฟจะช่วยลดโอกาสการเกิดเชื้อดื้อยา แต่ข้อจำกัดของไมโครเวฟคือไม่สามารถใช้ได้กับฟันเทียมที่มีส่วนประกอบของโลหะ รวมทั้งยังไม่มีการศึกษาระยะยาวถึงผลกระทบต่อคุณสมบัติของฟันเทียมในกรณีที่ต้องการใช้คลื่นไมโครเวฟเป็นตัวช่วยในการทำความสะดวกฟันเทียมอย่างเป็นกิจวัตรสม่ำเสมอ

การรักษาด้วยโฟโตไดนามิกและแสงเลเซอร์ระดับต่ำ

การรักษาด้วยโฟโตไดนามิกเป็นการกระตุ้นสารเคมีไวแสง (photosensitizer) ด้วยแสงจากแหล่งกำเนิดจำเพาะ เช่น ไดโอดเปล่งแสง (light-Emitting Diode) ให้ปล่อยสารอนุมูลอิสระในรูปของรีแอคทีฟ ออกซิเจน สปีชีส์ (reactive oxygen species) ที่เป็นพิษต่อเซลล์ของเชื้อจุลินทรีย์ สารเคมีไวแสงที่นิยมนำมาใช้ ได้แก่ เมทิลีนบลู (methylene blue) โทลูอิดีนบลู (toluidine blue) ฟีนโธไทซีน (phenothiazine) เป็นต้น⁶⁴ ในขณะที่การรักษาด้วยแสงเลเซอร์ระดับต่ำเป็นการฉายแสงเลเซอร์ที่มีความยาวคลื่นจำเพาะบนบริเวณที่ต้องการรักษา โดยแสงเลเซอร์ที่มีความถี่ต่ำสามารถช่วยลดการอักเสบของเนื้อเยื่อ ลดการหลั่งสารสื่ออักเสบ (inflammatory cytokine) ช่วยกระตุ้นการสร้างเส้นใยคอลลาเจนในเนื้อเยื่อเกี่ยวพันรวมถึงมีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์บางชนิดได้⁶⁵ โดยการรักษาทั้ง 2 แบบสามารถทำได้ทั้งที่เนื้อเยื่อในช่องปากและที่พื้นผิวฟันเทียม เมื่อพิจารณาผลการศึกษาดังกล่าวในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมพบว่าสามารถลดปริมาณเชื้อราได้ทั้งบนเนื้อเยื่อและชั้นฟันเทียม แต่อาจมีประสิทธิภาพที่จำกัดในกรณีที่ใช้การรักษาด้วยโฟโตไดนามิกเพียงอย่างเดียว^{21,38,43} ในขณะที่ประสิทธิภาพในการลดการอักเสบของเนื้อเยื่อมีระดับใกล้เคียงกับการใช้ยาต้านเชื้อรา^{49,64} โดยพบผู้ป่วยร้อยละ 40-45 หายจากโรคและระดับการอักเสบโดยเฉลี่ยลดลงอยู่ที่ร้อยละ 53-94^{16,42,43,66} แต่มีประเด็นที่น่าสังเกตคือภายหลังการรักษาด้วยโฟโตไดนามิก ผู้ป่วยมักมีอาการกลับมาเป็นโรคซ้ำและอัตราการกลับมาติดเชื้อราซ้ำในสัดส่วนที่สูง อย่างไรก็ตาม จำนวนการศึกษาในส่วนนี้ยังมีจำกัด จำเป็นต้องมีการศึกษาที่มีการติดตามผลระยะยาว รวมถึงการศึกษาถึงสัดส่วนและชนิดพันธุ์ของเชื้อจุลินทรีย์ที่กลับมาติดเชื้อภายหลังการรักษา⁶⁴

ข้อดีของโฟโตไดนามิกและแสงเลเซอร์ระดับต่ำคือ ปลอดภัยและไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อปกติรวมถึงลดความเสี่ยงในการเกิดเชื้อดื้อยา เนื่องจากเมื่อนำมาใช้เสริมกับการใช้ยาต้านเชื้อราพบว่าสามารถช่วยลดปริมาณหรือขนาดของการจ่ายยาต้านเชื้อราได้⁶⁴ อย่างไรก็ตามการรักษาดังกล่าวจำเป็นต้องใช้เครื่องมือและสารเคมีที่จำเพาะ มีค่าใช้จ่ายค่อนข้างสูง รวมทั้งการศึกษาทางคลินิกยังมีอยู่อย่างจำกัดจึงจำเป็นต้องศึกษาเพิ่มเติมต่อไปถึงผลข้างเคียงในระยะยาว

สมุนไพรหรือสารสกัดจากธรรมชาติ

ปัจจุบันมีการนำสารจากธรรมชาติที่มีฤทธิ์ต้านเชื้อราและมีประสิทธิภาพในการลดการอักเสบมาใช้ในการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียมมากขึ้น เนื่องจากต้องการลดอาการไม่พึงประสงค์และโอกาสเกิดเชื้อดื้อยาจากการใช้ยาต้านเชื้อรา ตัวอย่างของสารสกัดจากธรรมชาติที่มีการพัฒนาและนำมาใช้จริงทางคลินิกกับผู้ป่วย ได้แก่ สารสกัดจากกระเทียม สารสกัดจากทับทิม น้ำมันจากต้นทีทรี และพรอโพริส เป็นต้น โดยมีการนำมาใช้งานในหลายรูปแบบ เช่น น้ำยาบ้วนปาก เจลทาเฉพาะที่ หรือการนำมาผสมในวัสดุรองพื้นฐานฟันเทียม ซึ่งผลการศึกษาพบว่าแนวทางการรักษานี้มีประสิทธิภาพดีในการลดการติดเชื้อและการอักเสบ⁶⁷ แต่ด้วยการศึกษาทางคลินิกที่ยังมีไม่มากนักเพื่อการสรุปผลที่ชัดเจนยิ่งขึ้นจึงจำเป็นต้องได้รับการพัฒนาและศึกษาต่อไป

ภาพรวมแนวทางการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียม

เนื่องจากปากอักเสบเหตุฟันเทียมเป็นภาวะที่เกิดจากหลายสาเหตุร่วมกัน ได้แก่ การติดเชื้อจุลินทรีย์ การมีสุขอนามัยช่องปากที่ไม่ดี ฟันเทียมที่ไม่มีคุณภาพ พฤติกรรมการใช้ฟันเทียมที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นทันตแพทย์ควรพิจารณาและวางแผนการรักษาให้ครอบคลุม 3 องค์ประกอบสำคัญของการเกิดโรค (รูปที่ 1) ได้แก่

1. ปัจจัยจากตัวผู้ป่วย

1.1 ภาวะทางระบบและภาวะเฉพาะที่

ผู้ป่วยแต่ละรายจะมีโอกาสเกิดการติดเชื้อที่แตกต่างกัน ขึ้นกับโรคประจำตัวและยาที่ผู้ป่วยได้รับ ผู้ป่วยที่มีภาวะเสี่ยงที่ทำให้ง่ายต่อการติดเชื้อควรได้รับการดูแลภาวะดังกล่าวควบคู่กับการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียม เช่น ผู้ป่วยที่มีภาวะปากแห้ง น้ำลายน้อยอาจพิจารณาใช้สารให้ความชุ่มชื้นในช่องปากเพิ่มเติม หรือในกรณีผู้ป่วยเบาหวานที่ไม่สามารถคุมระดับน้ำตาลในเลือด ผู้ป่วยที่มีภาวะภูมิคุ้มกันบกพร่องหรือผู้ป่วยที่รับยากดภูมิคุ้มกัน การส่งปรึกษาแพทย์เพื่อวางแผนการรักษาร่วมกันอาจช่วยให้การรักษาประสบความสำเร็จมากขึ้น

1.2 ความร่วมมือของผู้ป่วย

เนื่องจากแนวทางการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียมโดยพื้นฐานมักประกอบด้วย การใช้ยาต้านเชื้อราหรือยาฆ่าเชื้อเฉพาะที่

ร่วมกับการทำความสะอาดช่องปากและขึ้นฟันเทียมอย่างเหมาะสม ซึ่งจำเป็นต้องใช้ความร่วมมือของผู้ป่วยอย่างมาก ผู้ป่วยที่ไม่ให้ความร่วมมือหรือไม่ปฏิบัติตามแนวทางการรักษาอย่างเคร่งครัด มักมีการตอบสนองในระดับต่ำหรืออาจพบอัตราการกลับมาเป็นโรคซ้ำในระดับสูง ดังนั้นทันตแพทย์จึงควรประเมินระดับความร่วมมือของผู้ป่วยว่าสามารถทำตามแนวทางการรักษาที่วางไว้ได้หรือไม่ ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถปฏิบัติตามได้ เช่น ผู้ป่วยสูงอายุหรือผู้ป่วยที่มีภาวะพึ่งพิงระยะยาว ทันตแพทย์อาจจำเป็นต้องปรับแนวทางการรักษาให้มีความซับซ้อนน้อยลงเพื่อให้ผู้ป่วยหรือผู้ดูแลสามารถทำตามได้ง่าย เช่น เลือกรักษาทำความสะอาดขึ้นฟันเทียมโดยการแช่ฟันเทียมข้ามคืนในสารฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพในการลดเชื้อและกำจัดคราบจุลินทรีย์ รวมทั้งมีการติดตามผลของการปรับเปลี่ยนพฤติกรรมและการดูแลสุขภาพช่องปากอย่างใกล้ชิด

2. ปัจจัยเชื้อจุลชีพ การติดเชื้อจุลชีพเป็นภาวะที่พบได้ในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมเกือบทุกราย อย่างไรก็ตามชนิดและสัดส่วนของเชื้อจะมีความแตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละราย ในปัจจุบันเชื่อว่ากรรมวิธีพยาธิสภาพในช่องปากเกิดจากการสูญเสียสมดุลระหว่างเชื้อจุลชีพและระบบภูมิคุ้มกันในช่องปาก ดังนั้นแนวทางการรักษาคือการพยายามลดปริมาณของเชื้อจุลชีพให้กลับมาอยู่ในระดับสมดุลที่ไม่ทำให้เกิดโรค

ในผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมแหล่งสะสมของเชื้อจุลชีพก่อโรคจะเกิดทั้งในเนื้อเยื่อช่องปากและขึ้นฟันเทียม ดังนั้นการรักษาที่เหมาะสมจึงต้องครอบคลุมการลดปริมาณเชื้อในทั้ง 2 บริเวณ ทั้งนี้ เชื้อจุลชีพก่อโรคที่พบในขึ้นฟันเทียมมักสะสมและเติบโตในรูปแบบแผ่นคราบไบโอฟิล์ม (biofilm) ซึ่งเป็นรูปแบบการอยู่ร่วมกันของเชื้อจุลชีพหลายชนิด ทั้งเชื้อรา เชื้อแบคทีเรีย และเชื้อไวรัส ครอบคลุมด้วยโครงสร้างสารประกอบอินทรีย์จำพวก คาร์โบไฮเดรต โปรตีน และกรดนิวคลีอิก ที่สร้างจากเชื้อจุลชีพดังกล่าว รูปแบบการอยู่ร่วมกันอย่างเกื้อกูลของเชื้อจุลชีพในแผ่นคราบไบโอฟิล์มเป็นปัจจัยสำคัญให้เชื้อจุลชีพเจริญเติบโตได้ดีและมีความต้านทานต่อปัจจัยภายนอกมากกว่าการอยู่ในสถานะเซลล์เดี่ยว (planktonic cell) พบว่าเชื้อราและแบคทีเรียในแผ่นคราบคราบไบโอฟิล์มมีการสื่อสารร่วมกันผ่านทางระบบควอรัมเซนซิง (quorum sensing) ซึ่งมีบทบาทสำคัญในการเพิ่มความรุนแรงของปัจจัยก่อโรคของเชื้อจุลชีพ (virulence factors) รวมถึงการดื้อต่อยาต้านเชื้อราและเชื้อแบคทีเรียประเภทต่าง ๆ อีกด้วย^{7,68}

แนวทางการลดหรือกำจัดเชื้อจุลชีพสามารถทำได้หลายวิธี ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น ได้แก่ การใช้ยาฆ่าเชื้อ ยาต้านเชื้อรา การใช้คลื่น

ไมโครเวฟ การรักษาด้วยโฟโตไดนามิก การใช้แสงเลเซอร์ระดับต่ำ รวมทั้งการรักษาด้วยสมุนไพรหรือสารสกัดจากธรรมชาติ ซึ่งแต่ละวิธีต่างมีทั้งข้อดีและข้อเสียรวมถึงข้อบ่งชี้และข้อห้ามที่แตกต่างกัน ทั้งนี้แนวทางการรักษาทั่วไปควรเริ่มจากการใช้ยาหรือสารฆ่าเชื้อที่มีขอบเขตการออกฤทธิ์กว้างที่สามารถลดได้ทั้งเชื้อราและเชื้อแบคทีเรีย

3. ปัจจัยด้านฟันเทียม ฟันเทียมที่ไม่มีคุณภาพ เช่น ฐานฟันเทียมที่ไม่พอดี การสบฟันที่ไม่ราบรื่น การสึกและความหยาบของผิวฟันเทียมจากการใช้งาน ปัญหาเหล่านี้สามารถก่อให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อและนำมาสู่การอักเสบและติดเชื้อ ดังนั้นทันตแพทย์จำเป็นต้องมีการตรวจสอบและแก้ไขฟันเทียมของผู้ป่วยให้มีคุณภาพที่เหมาะสม โดยอาจใช้การกรอขัดปรับแต่งพื้นผิวหรือขอบส่วนเกินต่าง ๆ แก้ไขการสบฟัน ฉาบฐานฟันเทียมให้เกิดความแนบและเสถียร รวมถึงอาจพิจารณาทำฟันเทียมชิ้นใหม่ในกรณีที่ไม่สามารถแก้ไขได้

โดยทั่วไป หากสามารถควบคุมปัจจัยการเกิดโรคทั้งหมดได้ ผู้ป่วยเกือบทุกรายมักมีอาการดีขึ้นใน 2-4 สัปดาห์ โดยปัจจัยที่ส่งผลต่อความสำเร็จของการรักษาปากอักเสบเหตุฟันเทียม คือ ความร่วมมือของผู้ป่วย ทั้งในแง่การปรับเปลี่ยนพฤติกรรม การดูแลสุขภาพช่องปาก ฟันเทียมให้ถูกวิธี ร่วมกับการให้ความร่วมมือในการรักษาด้วยแนวทางการรักษาต่าง ๆ ทั้งนี้ หากพบผู้ป่วยที่ไม่ตอบสนองต่อการรักษา ในกรณีที่จำเป็นอาจพิจารณาส่งผู้ป่วยประเมินภาวะทางระบบเพิ่มเติม ร่วมกับพิจารณาเปลี่ยนชนิดยาฆ่าเชื้อหรือยาด้านเชื้อรา ร่วมกับทำการเพาะเชื้อเพื่อทดสอบความไวต่อยาปฏิชีวนะ (sensitivity test) เพื่อหายาที่เหมาะสมกับผู้ป่วยรายนั้น ๆ ต่อไป^{69,70}

บทสรุป

โดยสรุปจะเห็นได้ว่าในการรักษาผู้ป่วยปากอักเสบเหตุฟันเทียมที่เหมาะสมต้องอาศัยการรักษาหลายอย่างร่วมกันเพื่อที่จะสามารถกำจัดสาเหตุของโรคได้ทั้งหมด การรักษาที่มุ่งเน้นเพียงด้านใดด้านหนึ่งอาจทำให้รอยโรคมีอาการดีขึ้นได้เพียงชั่วคราวและอาจการกลับมาเป็นโรคซ้ำในระยะเวลาอันสั้น ดังนั้นทันตแพทย์ต้องให้ความสำคัญของการซักประวัติจากผู้ป่วย การตรวจวินิจฉัย การบันทึกข้อมูลรวบรวมอาการและหาสาเหตุของโรค รวมทั้งประเมินพฤติกรรมและความใส่ใจของผู้ป่วยเป็นระยะ จึงจะทำให้ทันตแพทย์สามารถวางแผนการรักษาได้อย่างครอบคลุมและเหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย นอกจากนี้การติดตามอาการเพื่อนำมาตรวจสุขภาพช่องปากและฟันเทียมอย่างสม่ำเสมอก็เป็นอีกแนวทางสำคัญในการป้องกันและลดอัตราการเกิดเป็นซ้ำของโรค



เอกสารอ้างอิง

- Gendreau L, Loewy ZG. Epidemiology and etiology of denture stomatitis. *J Prosthodont* 2011;20(4):251-260.
- Newton AV. Denture sore mouth: a possible aetiology. *Br Dent J* 1962;112:357-360.
- Altarawneh S, Bencharit S, Mendoza L, Curran A, Barrow D, Barros S, et al. Clinical and histological findings of denture stomatitis as related to intraoral colonization patterns of *Candida albicans*, salivary flow, and dry mouth. *J Prosthodont* 2013;22(1):13-22.
- Farah CS, Ashman RB, Challacombe SJ. Oral candidosis. *Clin Dermatol* 2000;18(5):553-562.
- Terai H, Shimahara M. Usefulness of culture test and direct examination for the diagnosis of oral atrophic candidiasis. *Int J Dermatol* 2009;48(4):371-373.
- Yarborough A, Cooper L, Duqum I, Mendonça G, McGraw K, Stoner L. Evidence Regarding the Treatment of Denture Stomatitis. *J Prosthodont* 2016;25(4):288-301.
- Ramage G, Tomsett K, Wickes BL, López-Ribot JL, Redding SW. Denture stomatitis: a role for *Candida* biofilms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98(1):53-59.
- Felton D, Cooper L, Duqum I, Minsley G, Guckes A, Haug S, et al. Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *J Prosthodont* 2011;20 Suppl 1S1-s12.
- Verhaeghe TV, Wyatt CC, Mostafa NZ. The effect of overnight storage conditions on complete denture colonization by *Candida albicans* and dimensional stability: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2020;124(2):176-182.
- Bergendal T, Isacson G. Effect of nystatin in the treatment of denture stomatitis. *Scand J Dent Res* 1980;88(5):446-454.
- Budtz-Jørgensen E, Carlino P. A miconazole lacquer in the treatment of *Candida*-associated denture stomatitis. *Mycoses* 1994;37(3-4):131-135.
- Budtz-Jørgensen E, Holmstrup P, Krogh P. Fluconazole in the treatment of *Candida*-associated denture stomatitis. *Antimicrob Agents Chemother* 1988;32(12):1859-1863.
- Barnabé W, de Mendonça Neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Scolaro JM. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *J Oral Rehabil* 2004;31(5):453-459.
- Arruda CNF, Salles MM, Badaró MM, de Cássia Oliveira V, Macedo AP, Silva-Lovato CH, et al. Effect of sodium hypochlorite and *Ricinus communis* solutions on control of denture biofilm: A randomized crossover clinical trial. *J Prosthet Dent* 2017;117(6):729-734.
- Badaró MM, Salles MM, Leite VMF, Arruda CNF, Oliveira VC, Nascimento CD, et al. Clinical trial for evaluation of *Ricinus communis* and sodium hypochlorite as denture cleanser. *J Appl Oral Sci* 2017;25(3):324-334.
- Marei MK, Abdel-Meguid SH, Mokhtar SA, Rizk SA. Effect of low-energy laser application in the treatment of denture-induced mucosal lesions. *J Prosthet Dent* 1997;77(3):256-264.
- Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Palomari Spolidorio DM, Sgavioli Massucato EM, Spolidorio LC, Vergani CE. Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of *Candida*-related denture stomatitis. *J Oral Rehabil* 2008;35(11):836-846.
- de Sousa Porta SR, de Lucena-Ferreira SC, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology* 2015;32(4):260-266.
- Araujo CB, Ribeiro AB, Fortes CV, Bueno FL, De Wever B, Oliveira VC, et al. Effect of local hygiene protocols on denture-related stomatitis, biofilm, microbial load, and odor: A randomized controlled trial. *J Prosthet Dent* 2021.
- Badaró MM, Bueno FL, Arnez RM, Oliveira VC, Macedo AP, de Souza RF, et al. The effects of three disinfection protocols on *Candida* spp., denture stomatitis, and biofilm: A parallel group randomized controlled trial. *J Prosthet Dent* 2020;124(6):690-698.
- Maciel CM, Piva MR, Ribeiro MA, de Santana Santos T, Ribeiro CF, Martins-Filho PR. Methylene Blue-Mediated Photodynamic Inactivation Followed by Low-Laser Therapy versus Miconazole Gel in the Treatment of Denture Stomatitis. *J Prosthodont* 2016;25(1):28-32.
- Atai Z, Atai M, Amini J, Salehi N. *In vivo* study of antifungal effects of low-molecular-weight chitosan against *Candida albicans*. *J Oral Sci* 2017;59(3):425-430.
- Webb BC, Thomas CJ, Whittle T. A 2-year study of *Candida*-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. *Gerodontology* 2005;22(3):168-176.
- Freitas Oliveira Paranhos H, Bezzon OL, Davi LR, Felipucci DN, Silva CH, Pagnano VO. Effect of cleanser solutions on the color of acrylic resins associated with titanium and nickel-chromium alloys. *Braz Oral Res* 2014;28.
- de Andrade IM, Cruz PC, Silva-Lovato CH, de Souza RF, Souza-Gugelmin MC, Paranhos Hde F. Effect of chlorhexidine on denture biofilm accumulation. *J Prosthodont* 2012;21(1):2-6.
- Aoun G, Cassia A, Berberi A. Effectiveness of a Chlorhexidine Digluconate 0.12% and Cetylpyridinium Chloride 0.05% Solution in eliminating *Candida albicans* Colonizing Dentures: A Randomized Clinical in vivo Study. *J Contemp Dent Pract* 2015;16(6):433-436.
- Uludamar A, Özyeşil AG, Ozkan YK. Clinical and microbiological efficacy of three different treatment methods in the management of denture stomatitis. *Gerodontology* 2011;28(2):104-110.
- Barkvoll P, Attramadal A. Effect of nystatin and chlorhexidine digluconate on *Candida albicans*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;67(3):279-281.
- Scheibler E, da Silva RM, Leite CE, Campos MM, Figueiredo MA, Salum FG, et al. Stability and efficacy of combined nystatin and

chlorhexidine against suspensions and biofilms of *Candida albicans*. *Arch Oral Biol* 2018;89:70-76.

30. Duyck J, Vandamme K, Muller P, Teughels W. Overnight storage of removable dentures in alkaline peroxide-based tablets affects biofilm mass and composition. *J Dent* 2013;41(12):1281-1289.

31. Uludamar A, Ozkan YK, Kadir T, Ceyhan I. *In vivo* efficacy of alkaline peroxide tablets and mouthwashes on *Candida albicans* in patients with denture stomatitis. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):291-296.

32. Muzyka BC, Epifanio RN. Update on oral fungal infections. *Dent Clin North Am* 2013;57(4):561-581.

33. Martínez-Beneyto Y, López-Jornet P, Velandrino-Nicolás A, Jornet-García V. Use of antifungal agents for oral candidiasis: results of a national survey. *Int J Dent Hyg* 2010;8(1):47-52.

34. Miki A, Ohtani H, Sawada Y. Warfarin and miconazole oral gel interactions: analysis and therapy recommendations based on clinical data and a pharmacokinetic model. *J Clin Pharm Ther* 2011;36(6):642-650.

35. Khozeimeh F, Shahtalebi MA, Noori M, Savabi O. Comparative evaluation of ketoconazole tablet and topical ketoconazole 2% in orabase in treatment of *Candida*-infected denture stomatitis. *J Contemp Dent Pract* 2010;11(2):017-024.

36. Koray M, Ak G, Kurklu E, Issever H, Tanyeri H, Kulekci G, *et al*. Fluconazole and/or hexetidine for management of oral candidiasis associated with denture-induced stomatitis. *Oral Dis* 2005;11(5):309-313.

37. Tay LY, Jorge JH, Herrera DR, Campanha NH, Gomes BP, Andre Dos Santos F. Evaluation of different treatment methods against denture stomatitis: a randomized clinical study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014;118(1):72-77.

38. Alrabiah M, Alsahhaf A, Alofi RS, Al-Aali KA, Abduljabbar T, Vohra F. Efficacy of photodynamic therapy versus local nystatin in the treatment of denture stomatitis: A randomized clinical study. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2019;28:98-101.

39. Kulak Y, Arikian A, Delibalt N. Comparison of three different treatment methods for generalized denture stomatitis. *J Prosthet Dent* 1994;72(3):283-288.

40. Afroozi B, Zomorodian K, Lavaee F, Zare Shahrabadi Z, Mardani M. Comparison of the efficacy of indocyanine green-mediated photodynamic therapy and nystatin therapy in treatment of denture stomatitis. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2019;27:193-197.

41. Silva MM, Mima EG, Colombo AL, Sanità PV, Jorge JH, Massucato EM, *et al*. Comparison of denture microwave disinfection and conventional antifungal therapy in the treatment of denture stomatitis: a randomized clinical study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114(4):469-479.

42. Alves F, Carmello JC, Alonso GC, Mima EGO, Bagnato VS, Pavarina AC. A randomized clinical trial evaluating Photodithazine-mediated

Antimicrobial Photodynamic Therapy as a treatment for Denture stomatitis. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2020;32:102041.

43. Mima EG, Vergani CE, Machado AL, Massucato EM, Colombo AL, Bagnato VS, *et al*. Comparison of Photodynamic Therapy versus conventional antifungal therapy for the treatment of denture stomatitis: a randomized clinical trial. *Clin Microbiol Infect* 2012;18(10):E380-388.

44. Czeminski R, Pikovsky A, Gati I, Friedman M, Steinberg D. Comparison of the efficacy of a novel sustained release clotrimazole varnish and clotrimazole troches for the treatment of oral candidiasis. *Clin Oral Investig* 2015;19(2):467-473.

45. Martin-Mazuelos E, Aller AI, Romero MJ, Rodriguez Armijo A, Gutierrez MJ, Bernal S, *et al*. Response to fluconazole and itraconazole of *Candida* spp. in denture stomatitis. *Mycoses* 1997;40(7-8):283-289.

46. Bissell V, Felix DH, Wray D. Comparative trial of fluconazole and amphotericin in the treatment of denture stomatitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;76(1):35-39.

47. Pinelli LA, Montandon AA, Corbi SC, Moraes TA, Fais LM. Ricinus communis treatment of denture stomatitis in institutionalised elderly. *J Oral Rehabil* 2013;40(5):375-380.

48. Bakhshi M, Taheri JB, Shabestari SB, Tanik A, Pahlevan R. Comparison of therapeutic effect of aqueous extract of garlic and nystatin mouthwash in denture stomatitis. *Gerodontology* 2012; 29(2):e680-684.

49. Emami E, Kabawat M, Rompre PH, Feine JS. Linking evidence to treatment for denture stomatitis: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J Dent* 2014;42(2):99-106.

50. Nyquist G. A study of denture sore mouth; an investigation of traumatic, allergic and toxic lesions of the oral mucosa arising from the use of full dentures. *Acta Odontol Scand Suppl* 1952;10(9):1-154.

51. Emami E, de Grandmont P, Rompré PH, Barbeau J, Pan S, Feine JS. Favoring trauma as an etiological factor in denture stomatitis. *J Dent Res* 2008;87(5):440-444.

52. Olsson KA. A comparison of two prosthetic methods for the treatment of denture stomatitis. *Acta Odontol Scand* 1971;29(6):745-753.

53. Hong G, Maeda T, Murata H, Sasaki K. The dynamic viscoelasticity and plasticizer leachability of tissue conditioners. *Gerodontology* 2012;29(4):284-291.

54. Graham BS, Jones DW, Burke J, Thompson JP. *In vivo* fungal presence and growth on two resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 1991; 65(4):528-532.

55. Skupien JA, Valentini F, Boscato N, Pereira-Cenci T. Prevention and treatment of *Candida* colonization on denture liners: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110(5):356-362.

56. Marín Zuluaga DJ, Gómez Velandía OC, Rueda Claujio DM. Denture-related stomatitis managed with tissue conditioner and hard autopolymerising reline material. *Gerodontology* 2011;28(4):258-263.

57. Geerts GA, Stuhlinger ME, Basson NJ. Effect of an antifungal denture liner on the saliva yeast count in patients with denture stomatitis: a pilot study. *J Oral Rehabil* 2008;35(9):664-669.
58. Iqbal Z, Zafar MS. Role of antifungal medicaments added to tissue conditioners: A systematic review. *J Prosthodont Res* 2016;60(4):231-239.
59. Salonen MA, Raustia AM, Oikarinen KS. Effect of treatment of palatal inflammatory papillary hyperplasia with local and systemic antifungal agents accompanied by renewal of complete dentures. *Acta Odontol Scand* 1996;54(2):87-91.
60. Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc* 1985;110(2):194-198.
61. da Costa RMB, Poluha RL, De la Torre Canales G, Junior JFS, Conti PCR, Neppelenbroek KH, *et al.* The effectiveness of microwave disinfection in treating Candida-associated denture stomatitis: a systematic review and metaanalysis. *Clin Oral Investig* 2020;24(11):3821-3832.
62. Banting DW, Hill SA. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. *Spec Care Dentist* 2001;21(1):4-8.
63. Senna PM, Sotto-Maior BS, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Adding denture cleanser to microwave disinfection regimen to reduce the irradiation time and the exposure of dentures to high temperatures. *Gerodontology* 2013;30(1):26-31.
64. Roomaney IA, Holmes HK, Engel MM. Treatment of oral fungal infections using photodynamic therapy: Systematic review and meta-analysis. *Clin Exp Dent Res* 2021;7(3):354-364.
65. Maver-Biscanin M, Mravak-Stipetic M, Jerolimov V. Effect of low-level laser therapy on Candida albicans growth in patients with denture stomatitis. *Photomed Laser Surg* 2005;23(3):328-332.
66. de Senna AM, Vieira MMF, Machado-de-Sena RM, Bertolin AO, Núñez SC, Ribeiro MS. Photodynamic inactivation of Candida spp. on denture stomatitis. A clinical trial involving palatal mucosa and prosthesis disinfection. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2018; 22212-216.
67. Inácio Silveira DQ, Lia EN, Massignan C, Stefani CM. Natural products for the treatment of denture stomatitis: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2021.
68. Williams DW, Kuriyama T, Silva S, Malic S, Lewis MA. Candida biofilms and oral candidosis: treatment and prevention. *Periodontol* 2000 2011;55(1):250-265.
69. Aufdemorte TB, McPherson MA. Refractory oral candidiasis. Report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1978;46(6):776-780.
70. Lucatorto FM, Franker C, Hardy WD, Chafey S. Treatment of refractory oral candidiasis with fluconazole. A case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991;71(1):42-44.

อุปกรณ์ภายนอกช่องปาก: เครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสำหรับทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์

Extraoral Appliances: Effective Tools for The Infants with Complete Cleft Lip and Cleft Palate

พนารัตน์ ขอดแก้ว¹, พรพรรณ ดาศรี², ปันตดา นันทาวาส³, กฤษณ์ ขวัญเงิน⁴

Panarat Kodkeaw¹, Pornpun Dasri², Panutda Nantawad³, Krit Khwanngern⁴

¹ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

¹Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

²งานการพยาบาลผู้ป่วยกุมารเวชศาสตร์ ฝ่ายการพยาบาล โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

²Pediatric Nursing Section, Nursing Department, Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

³ศูนย์แก้ไขความพิการบนใบหน้าและกะโหลกศีรษะ มูลนิธิเทคโนโลยีสารสนเทศตามพระราชดำริฯ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

³Princess Sirindhorn IT Foundation Craniofacial Center, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

⁴หน่วยศัลยกรรมตกแต่ง ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย

⁴Division of Plastic Surgery, Department of Surgery, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

บทคัดย่อ

รายงานผู้ป่วยนี้นำเสนอการดูแลรักษาทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์โดยใช้อุปกรณ์ภายนอกช่องปาก ประกอบด้วย แถบคาดปาก ขอเกี่ยวปีกจมูก และนาโซฟอร์ม ทารกรายแรกเป็นผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างเดียว ทารกรายที่สองเป็นผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์สองข้าง ทั้งสองครอบครัวไม่ต้องการใช้เพดานเทียมจึงใช้เทคนิคการป้อนนมเพื่อจัดการกับปัญหาเพดานโหว่ ใช้อุปกรณ์นอกช่องปาก ดัดโครงสร้างปากและจมูกตั้งแต่สัปดาห์แรกหลังคลอดจนถึงวันผ่าตัดเมื่ออายุ 4 เดือน หลังการผ่าตัดแก้ไขการผิดรูปของปากจมูกประมาณ 1-2 สัปดาห์ จึงปรับนาโซฟอร์มที่ใช้ก่อนหน้านี้ให้พอดีกับจมูกสำหรับใช้เป็นอุปกรณ์คงสภาพหลังการผ่าตัด เมื่อนาโซฟอร์มที่ใช้อยู่เล็กเกินไปจึงนำนาโซฟอร์มชิ้นใหม่มาปรับสำหรับใช้ต่อ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับทารกทั้งสองรายแสดงให้เห็นว่าการใช้อุปกรณ์ภายนอกช่องปากร่วมกับใช้เทคนิคการป้อนนมสามารถเป็นการรักษาทางเลือกสำหรับผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างเดียวและสองข้างได้

คำสำคัญ: ขอเกี่ยวปีกจมูก, แถบคาดปาก, นาโซฟอร์ม, ปากแหว่งเพดานโหว่, เพดานเทียม, อุปกรณ์ภายนอกช่องปาก

Abstract

These case reports present the treatment of infants with complete cleft lip and cleft palate using extraoral appliances including lip strap, alar hook, and Nasoform. The first infant was a unilateral complete cleft lip and cleft palate patient. The second infant was a bilateral complete cleft lip and cleft palate patient. Both families did not need an obturator, therefore feeding techniques were used to deal with the problems of cleft palate. The shape of lip and nose was moulded using extraoral appliances from the first week after birth until the day of surgery at age 4 months. Approximately 1-2 weeks after the surgical repair of cleft lip and nasal deformity, the previously used Nasoform was adjusted to fit with the nose for using as a postoperative maintaining device. When the existing used Nasoform was too small, the new one was chose and adjusted for continued use. The outcome occurred in

both infants showed that the use of extraoral appliances together with feeding techniques could be an alternative treatment for the patients with unilateral and bilateral complete cleft lip and cleft palate.

Keywords: Alar hook, Lip strap, Nasoform, Cleft lip and cleft palate, Obturator, Extraoral appliance

Received Date: Oct 27, 2021

Revised Date: Dec 1, 2021

Accepted Date: Jan 28, 2022

doi: 10.14456/jdat.2022.27

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :

พนารัตน์ ขอดแก้ว, ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ. เชียงใหม่ 50200 ประเทศไทย
โทรศัพท์: 053-944443 E-mail: panarat.k@cmu.ac.th

Correspondence to :

Panarat Kodkeaw, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, T. Suthep, A. Muang, Chiang Mai 50200 Thailand. Tel: 053-944443 E-mail: panarat.k@cmu.ac.th

บทนำ

ปากแหว่งเพดานโหว่เป็นความผิดปกติแต่กำเนิดที่มีแนวทางการดูแลรักษาที่เป็นระบบตั้งแต่ทารกอยู่ในครรภ์จนกระทั่งโตเป็นผู้ใหญ่ เริ่มต้นจากให้คำปรึกษาหลังการวินิจฉัยด้วยการตรวจอัลตราซาวด์ให้ความรู้และแนะนำการดูแลและป้อนนมทารกด้วยวิธีการที่เหมาะสม ตรวจหาความผิดปกติทางพันธุกรรม วางแผนการรักษาที่ครอบคลุมทุกปัญหา และดำเนินการรักษาตามแผน โดยมีการรักษาหลักคือ ผ่าตัดแก้ไขปากแหว่งจมูกผิดปกติและเพดานโหว่ และ ปลุกกระดูกบริเวณเหงือกแหว่ง มีการใช้อุปกรณ์จัดปากดัดจมูกและดัดสันเหงือกเพื่อส่งเสริมผลลัพธ์การผ่าตัด นอกจากนี้ยังมีการเฝ้าระวังปัญหาการได้ยิน การฝึกพูด การตรวจและป้องกันปัญหาทางทันตกรรม การรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน บางกรณีอาจจำเป็นต้องผ่าตัดเพื่อแก้ไขปัญหาความสัมพันธ์ของขากรรไกร (orthognathic surgery) แก้ปัญหาการทำหน้าที่ผิดปกติของเพดานอ่อนและผนังคอ (velopharyngeal dysfunction) และ ใส่ฟัน^{1,2}

การเตรียมความพร้อมของทารกก่อนเข้ารับการรักษาผ่าตัดแก้ไขครั้งแรกเป็นก้าวแรกที่สำคัญของการเปลี่ยนชีวิตทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่ ทารกที่จะเข้าสู่กระบวนการแก้ไขปากแหว่งและจมูกผิดปกติต้องผ่านเกณฑ์เลขสิบ คือ อายุอย่างน้อย 10 สัปดาห์ น้ำหนักอย่างน้อย 10 ปอนด์ (4.55 กิโลกรัม) และ ฮีโมโกลบิน (hemoglobin) อย่างน้อย 10 กรัมต่อเดซิลิตร³⁻⁶ ทารกที่กินนมเพียงพอมจะมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นประมาณสัปดาห์ละ 200 กรัม⁷ ช่วงแรกคลอดถึง 6 เดือน ในแต่ละวันทารกไทยต้องการพลังงาน 86 กิโลแคลอรี/กิโลกรัม สำหรับเพศชาย และ 87 กิโลแคลอรี/กิโลกรัม สำหรับเพศหญิง สามารถใช้น้ำนี้ในการคำนวณปริมาณนมที่ต้องป้อนทารกได้⁸

ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่มักมีน้ำหนักตัวต่ำกว่าเกณฑ์ เพราะกินนมได้น้อยและใช้พลังงานมากในการกิน การเตรียมมารดาให้

มีความพร้อมในการรับมือกับปัญหาของทารกและสอนวิธีป้อนนมที่หลากหลายเพื่อนำมาปรับใช้กับสถานการณ์ต่าง ๆ จะช่วยให้ทารกมีน้ำหนักขึ้นตามเกณฑ์ภายในเวลาที่กำหนดได้⁹

การดูดนมเป็นสัญชาตญาณโดยธรรมชาติ ทารกจะหันทันเข้าหาสิ่งเร้าที่สัมผัสกับปากและลิ้นอย่างอัตโนมัติพร้อมกับแสดงท่าทางดูด ขณะดูดนม (sucking) ทารกจะใช้การดูด (suction) และการบีบคั้น (expression) เต้านมหรือจุกนมควบคู่กัน ความดันภายในช่องปากที่ลดลงจะดึงนมให้ไหลเข้าปาก เมื่อมีปริมาณนมสะสมที่ช่องปากส่วนหลังมากพอกระบวนการกลืนก็จะถูกกระตุ้น¹⁰⁻¹³

ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่มีปัญหาในการกินนมเนื่องจากมีความบกพร่องทางกายภาพ การมีช่องโหว่ที่สันเหงือกและเพดานปากทำให้เต้านมและจุกนมขาดการรองรับที่มั่นคงขณะถูกบีบคั้น¹¹ การเรียงตัวและการเชื่อมต่อที่ผิดปกติของกล้ามเนื้อรอบช่องปาก (oral musculature) และ กล้ามเนื้อเพดานอ่อนและผนังคอหอย (velopharyngeal musculature) ทำให้การเกิดผิวกและการเกิดภาวะสูญญากาศภายในปากบกพร่อง^{11,14} เมื่อไม่สามารถควบคุมความดันภายในปากให้ติดลบได้นานจะรบกวนการดูดนมจึงสั้นและมินมไหลเข้าปากน้อย ส่งผลให้ทารกต้องเร่งความเร็วในการดูดเพื่อให้มีปริมาณนมสะสมเพียงพอสำหรับกระตุ้นการกลืน¹⁵ การฝึกทารกให้สามารถกินนมได้เองเริ่มต้นจาก กระตุ้นทารกให้แสดงท่าทางการดูดโดยใช้นิ้วสัมผัสรอบปาก จากนั้นจึงฝึกให้ดูดแบบไม่มีนม (non-nutritive sucking) เมื่อทารกไม่แสดงอาการสำคัญขณะกลืนจึงฝึกให้ดูดแบบมีนม (nutritive sucking)^{10,12,16}

จุกนมปลอม (pacifier) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับฝึกการดูดแบบไม่มีนม การฝึกโดยใช้จุกนมปลอมเชิงหน้าที่ (functional pacifier) มีความเสี่ยงต่ำกว่าใช้จุกนมปลอมแบบทั่วไปต่อการเกิด

ปัญหาการสบฟันและการมีนิสัยผิดปกติของช่องปาก โดยผลิตภัณฑ์ที่เลือกใช้ต้องผ่านการรับรองมาตรฐานความปลอดภัย¹⁷⁻¹⁹ ประเทศไทยผลิตภัณฑ์นี้ควบคุมด้วยมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม มอก.1025-2562 ภายใต้ชื่อ หุ่นมยางดูดเล่น²⁰

ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่ไม่ว่าจะเริ่มต้นกิ้นนมด้วยวิธีใด สุดท้ายแล้วทารกก็ต้องสามารถกิ้นนมได้เองไม่ว่าจะจากขวดหรือจากเต้า ความสามารถในการควบคุมการกิ้นนมจะนำไปสู่การมีพัฒนาการของช่องปากที่เหมาะสมตามวัย การกิ้นนมจากขวดกับกิ้นนมจากเต้ามีความแตกต่างกัน นมจากขวดกิ้นง่ายกว่าเพราะทารกไม่ต้องเผชิญกับความผันผวนของแหล่งจ่ายนมเช่นที่พบในการกิ้นนมจากเต้า เพียงใช้เหงือกและลิ้นบีบคั้นจุนนมก็จะมีนมไหลเข้าปาก แต่ด้วยวิธีเดียวกันนี้อาจไม่สามารถทำให้มีนมไหลออกจากเต้าได้ เพราะหัวนมแม่ไม่แข็ง (firm) เหมือนจุนนม^{10,12} ดังนั้นหากต้องการให้ทารกกิ้นนมจากเต้าจะต้องไม่ให้ทารกรู้จักการกิ้นนมจากขวดก่อน โดยมีทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่เพียงร้อยละ 40 เท่านั้นที่ประสบความสำเร็จกับการฝึกกิ้นนมจากเต้า²¹

การกิ้นนมจากขวดจะง่ายขึ้นเมื่อใช้ขวดนมและจุนนมที่ออกแบบเป็นพิเศษสำหรับทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่ อาทิ ขวดนมมีลิ้นปิดเปิดทางเดียว (one-way valve) ที่ช่วยลดการสำลัก จุนนมความแข็งแรงระดับด้านบนที่สัมผัสกับเพดานปากแข็งด้านล่างนิ่มที่ช่วยให้การบีบคั้นจุนนมง่ายขึ้น จุนนมทรงกระบอกฐานกว้างที่จ่ายนมไปยังช่องปากส่วนหลัง จุนนมนิ่มเป็นพิเศษที่ช่วยลดแรงดูดและ จุนนมธรรมดาที่ใช้มีดกรีดรูทางออกเป็นเส้นตรงหรือเป็นกากบาทที่ช่วยเพิ่มการไหลของนม^{11,14}

การใช้เพดานเทียมแม้ว่าจะช่วยให้ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่กิ้นนมได้ดีขึ้น แต่ไม่เป็นที่แน่ชัดว่าการใช้เพดานเทียมช่วยปรับปรุงสรีระวิทยาของการกิ้นเนื่องจากค่าความดันภายในปากไม่ได้ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ²² ทารกที่ไม่ใช้เพดานเทียมสามารถกิ้นนมได้และมีน้ำหนักเพิ่มจนถึงเกณฑ์การผ่าตัด²³ แม้ในช่วงเดือนแรกทารกจะมีน้ำหนักตัวที่น้อยกว่าเกณฑ์แต่น้ำหนักจะเพิ่มขึ้นจนใกล้เคียงเด็กปกติเมื่ออายุ 1 ปี²⁴

การผ่าตัดแก้ไขปากจุก (cleft lip nose surgical correction) เป็นการผ่าตัดแก้ไขโครงสร้างปากและโครงสร้างจมูกส่วนปลายที่ผิดปกติทั้งชั้นผิวชั้นกล้ามเนื้อและกระดูกอ่อนให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง การแก้ไขนี้จะประสบความสำเร็จสูงสุดเมื่อทารกผ่านกระบวนการตัดโครงสร้างจมูกและปากก่อนการผ่าตัดและใช้อุปกรณ์คงสภาพจมูกภายหลังการผ่าตัด อุปกรณ์ดัดจมูกและสันเหงือกที่เรียกว่าแนม (nasal alveolar molding: NAM) เป็นอุปกรณ์ชิ้นเดียวที่มีความเอนกประสงค์ ส่วนที่อยู่ในปากทำหน้าที่เป็นเพดานเทียมและจัดสันเหงือก ส่วนที่ยื่นออกมานอกปากทำหน้าที่ดัดทรงจมูก การใช้

อุปกรณ์นี้ก่อนการผ่าตัดแก้ไขปากแหว่งช่วยให้จมูกมีรูปทรงดี และลดการผ่าตัดแก้ไขซ้ำ²⁵ นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ดัดทรงจมูกโดยเฉพาะที่ใช้ร่วมกับเพดานเทียมได้ อาทิ อุปกรณ์งัดจมูก (nasal elevator) อุปกรณ์คงสภาพจมูกซิลิโคน (silicone nostril retainer) อุปกรณ์ดัดจมูกที่ยึดกับแป้นบนหน้าผาก (forehead anchored nasal molding device) และ นาโซฟอร์ม (nasofom)²⁶

จากรายงานความสำเร็จของการใช้อุปกรณ์งัดจมูกร่วมกับแถบอีลาสติค (DynaCleft® positioning strip) ในทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างเดียว ที่สามารถลดระยะห่างของสันเหงือกแหว่งและดัดทรงจมูกเช่นเดียวกับการใช้แนม (NAM-Grason)²⁷ ได้จุดประกายให้เริ่มต้นดูแลรักษาผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์โดยใช้อุปกรณ์นอกช่องปากเพื่อจัดการกับปัญหาปากแหว่งและจมูกผิดปกติ ร่วมกับใช้เทคนิคการป้อนนมเพื่อจัดการกับปัญหาเพดานโหว่ กระบวนการเริ่มจากฝึกทารกให้กิ้นนมเอง จากนั้นเตรียมโครงสร้างก่อนการผ่าตัดแก้ไขปากจุกโดยใช้ แถบคาดปาก ขอบเกี่ยวปีกจมูก (alar hook) และ นาโซฟอร์ม (Nasofom) ภายหลังการผ่าตัดใช้นาโซฟอร์มในการเก็บรักษาลักษณะการผ่าตัดป้องกันรูจมูกตีบและดัดโครงสร้างจมูกต่อเนื่อง รายงานผู้ป่วยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเพิ่มทางเลือกการดูแลรักษาผู้ป่วยทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างเดียวและสองข้าง

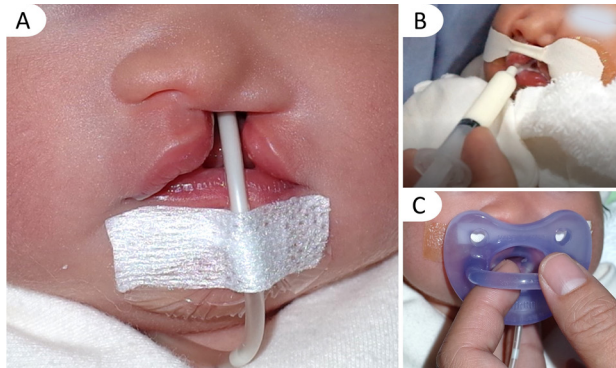
ผู้ป่วยรายแรก

ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างซ้าย เพศหญิง สุขภาพแข็งแรง ไม่มีปัญหาโรคทางระบบ น้ำหนักแรกคลอด 2,422 กรัม ทราบว่าเป็นภาวะนี้หลังคลอด และให้นมทางสายยางให้อาหาร (orogastric tube feeding) (รูปที่ 1 A) เริ่มดูแลทารกในวันที่ 2 หลังคลอดเป็นการติดแถบคาดปากและฝึกกิ้นนม

เตรียมแถบคาดปากจากเทปผ้าทางการแพทย์ (Neoplast) โดยพับเทปส่วนที่พาดผ่านใต้ต่อฐานจมูกเป็นแบบสองพับสามตอน เพื่อให้ส่วนนี้ควบคุมการยื่นของเหงือกและด้านแรงดึงจากกล้ามเนื้อที่ทำให้รอยแหว่งกว้างขึ้น การจัดระเบียบปากแหว่งเริ่มจากติดเทปหนังเทียม (DuoDERM® EXTRA THIN™) ลงบนแก้มทั้งสองข้างเพื่อเป็นฐานสำหรับยึดแถบคาดปาก ใช้มีดรวบแก้มทั้งสองข้างเข้าหากันจนฐานจมูกที่แหว่งชิดกันและยกขึ้นเล็กน้อยแล้วจึงติดแถบคาดปากลงบนฐาน (รูปที่ 1 B)

การฝึกกิ้นนมเริ่มจากใช้นิ้วสัมผัสที่ปากและใต้คางเพื่อตรวจสอบสัญญาณการดูดนมของทารก เมื่อทารกตอบสนองโดยแสดงท่าทางการดูดและกลืนจึงให้ฝึกดูดแบบไม่มีน้ำนมโดยใช้จุนนมปลอมเชิงหน้าที่ (รูปที่ 1 C) เมื่อทารกไม่แสดงอาการสำลักจึงถอดสายยางให้อาหาร อุปกรณ์ป้อนนมที่เลือกใช้คือกระบอกฉีดยาเริ่มจากอุ้มทารกให้อยู่ในท่านั่งเอนตัวไปด้านหลังเล็กน้อยแล้วจึงฉีด

นมประมาณ 1 ซีซี ไปยังกระพุ้งแก้มด้านที่ไม่เป็นปากแหว่งพร้อม กับประคองริมฝีปากล่างให้ยกขึ้นไปสัมผัสกับริมฝีปากบน รอนจนทารก กลืนนมหมดแล้วจึงป้อนต่อ (รูปที่ 1 B)



รูปที่ 1 ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ด้านซ้ายอายุ 2 วัน
A) ให้นมทางสายยาง B) ติดแถบคาดปากและป้อนนมด้วยกระบอก ฉีดยา C) ดูดแบบไม่มีน้ำนมโดยใช้จุกนมปลอมเชิงหน้าที่

Figure 1 The infant with unilateral complete cleft lip and cleft palate on the left side age 2 days

A) Tube feeding B) Lip strapping and syringe feeding
C) Non-nutritive sucking using a functional pacifier

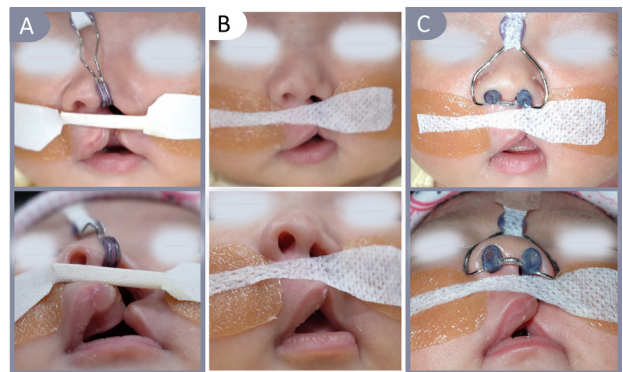
การจัดโครงสร้างจมูกเริ่มต้นเมื่อทารกอายุ 9 วัน อุปกรณ์แรก ที่ใช้ คือ ขอเกี่ยวปีกจมูกที่ประดิษฐ์ขึ้นสำหรับใช้กับทารกอายุนี้โดยเฉพาะ อุปกรณ์ทำจากลวดเหล็กไร้สนิมชนิดแข็งเบอร์ 21 (LEOWIRE®, LEONE S.p.a., Italy) ที่ตัดให้เป็นขอเกี่ยว หุ้มลวดด้านบนและล่างด้วยเรซิน อะคริลิกใสชนิดบ่มเอง (Orthocryl® chemically activated clear acrylic resin; Dentaaurum GmbH & Co.KG, Germany) ที่ขัดผิว จนเรียบมัน วิธีใช้เพียงเกี่ยวขอกับปีกจมูกข้างที่เป็นปากแหว่งแล้ว ดึงขึ้นในแนวเฉียงเข้าสู่แกนกลางใบหน้าจากนั้นยึดตรึงไว้กับหน้าผาก ด้วยเทป เพียงเท่านั้นแกนกลางจมูกที่ล้มก็ยกขึ้น (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 เริ่มใช้อุปกรณ์ขอเกี่ยวปีกจมูกเมื่ออายุ 9 วัน

Figure 2 Start using an alar hook appliance at age 9 days

ใช้อุปกรณ์ขอเกี่ยวปีกจมูกได้ 11 วัน (อายุ 20 วัน) พบว่า แกนกลางจมูกตั้งขึ้น (รูปที่ 3A) ด้วยแรงต้านจากล้ามเนื้อลดลงจึง เปลี่ยนรูปแบบการติดแถบคาดปากเป็นการใช้เทปผ้าชนิดนุ่มที่ยึดตัว ได้ทุกทิศทาง (Nexcare™ Soft Cloth 3M) ยึดปากแหว่งให้ชิดกัน ตลอดความยาวตั้งแต่ฐานจมูกจนถึงขอบริมฝีปาก พบว่า ในมุมมอง หน้าตรงจมูกมีรูปทรงใกล้เคียงปกติ ในมุมมองได้คางจมูกและปาก ด้านซ้ายมีลักษณะขาดการรองรับ (รูปที่ 3B) จากนั้นจึงนำนาโซฟอร์ม สำเร็จรูปขนาด xxs (Nasoform; KPR smile, Thailand) มาปรับใส่ให้ พบว่า จมูกมีรูปทรงใกล้เคียงธรรมชาติทั้งสองมุมมอง (รูปที่ 3C)



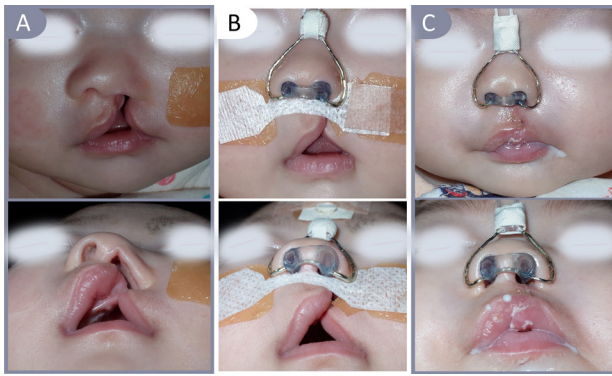
รูปที่ 3 ความก้าวหน้าของกระบวนการดัดทรงจมูก

A) ผลลัพธ์ของการใช้อุปกรณ์ขอเกี่ยวจมูกเป็นเวลา 11 วัน
B) ยึดรอยแหว่งด้วยแถบคาดปากที่ทำจากเทปผ้าชนิดนุ่ม
C) เริ่มใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มเมื่ออายุ 20 วัน

Figure 3 The progression of nasal molding process

A) The results of using an alar hook appliance for 11 days
B) The cleft lip was hold with a lip strap made from a soft cloth tape
C) Start using the Nasoform appliance at age 20 days

ผลลัพธ์การใส่นาโซฟอร์มวันละเกือบ 24 ชั่วโมง เป็นเวลา 2 เดือน 10 วัน (อายุ 3 เดือน) โดยมีนัดปรับอุปกรณ์ 2 ครั้ง พบว่า จมูกผิดรูปน้อยลง แนวฐานจมูกเกือบขนานกับแนวระหว่างตา (interpupillary line) และ ปากที่แหว่งสามารถเคลื่อนมาชิดกันได้ (รูปที่ 4A) ครั้งนี้ได้ปรับปรุงนาโซฟอร์มให้มีประสิทธิภาพในการ ดัดแกนกลางจมูกมากขึ้นโดยนำเรซินอะคริลิกชนิดบ่มเองมาเชื่อม ยึดส่วนค้ำยันรูปจมูกทั้งสองข้าง (รูปที่ 4B) เดือนต่อมาทารกเข้ารับการ ผ่าตัดแก้ไขปากจมูกและสร้างช่องปากด้านริมฝีปาก (labial vestibule) ด้วยน้ำหนักตัว 5.5 กิโลกรัม วันที่ 9 หลังผ่าตัดจึงเริ่ม กระบวนการคงสภาพรูปจมูกโดยนำนาโซฟอร์มชิ้นเดิมมาปรับแต่ง ใส่ให้ (รูปที่ 4C)



รูปที่ 4 ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์ม

A) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มเป็นเวลา 2 เดือน 10 วัน (อายุ 3 เดือน) B) เพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์นาโซฟอร์มโดยเชื่อมส่วนค้ำยันรูจมูกทั้งสองข้างด้วยเรซินอะคริลิก C) วันที่ 9 หลังผ่าตัด นาโซฟอร์มที่ใช้ก่อนหน้านี้ถูกปรับให้พอดีกับจมูกที่ถูกผ่าตัดแก้ไข

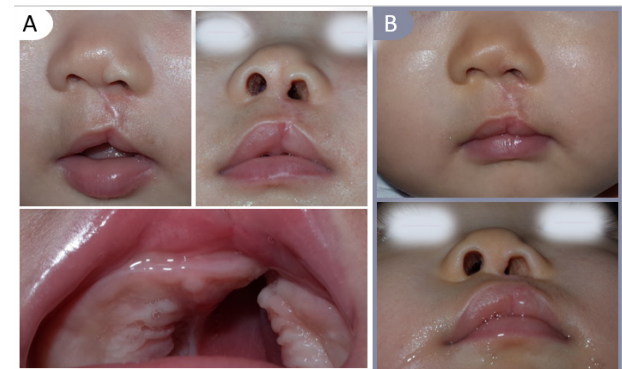
Figure 4 The results of using the Nasoform appliance

A) The results of using the Nasoform appliance for 2 months 10 days (age 3 months) B) The effectiveness of the Nasoform appliance was improved by connect the nostril supporters with acrylic resin C) Day 9th after surgery, the previously used Nasoform was adjusted to fit with the surgical corrected nose

ผลลัพธ์การใส่नाโซฟอร์มหลังการผ่าตัดวันละเกือบ 24 ชั่วโมงเป็นเวลา 2 เดือน 11 วัน (อายุ 6 เดือน 20 วัน) โดยมีนัดปรับอุปกรณ์ 1 ครั้ง หลังใส่ 1 เดือน พบว่า ในมุมมองหน้าตรง แนวฐานจมูกแนวระหว่างลูกตาดำและแนวระหว่างมุมปากเกือบขนานกัน มีรอยพับที่รอยต่อระหว่างปลายจมูกกับปีกจมูกซ้าย บริเวณรอยเย็บมีปากหดสั้น มีผิวยกนูน ขอบริมฝีปาก (vermillion border) เซ็ด และ ริมฝีปาก (vermillion) เป็นร่อง ในมุมมองได้คาง จมูกค่อนข้างสมมาตร แกนกลางจมูกเอียงเล็กน้อย รูจมูกซ้ายด้านในค่อนข้างเล็ก ริมฝีปากค่อนข้างสมมาตรและมีร่องที่รอยเย็บ เมื่อมองเข้าไปในปาก พบว่าสันเหงือกห่างต่อกันเป็นแนวโค้งรูปตัวยู และปุ่มเนื้อเพดานหลังฟันตัด (incisive papilla) อยู่ตรงกับแนวกลางใบหน้า (รูปที่ 5 A)

เพื่อให้จมูกมีรูปทรงเป็นธรรมชาติมากขึ้นจึงปรับนาโซฟอร์มให้ใช้ต่อ พบว่า หลังใส่ไป 2 เดือน 6 วัน (อายุ 8 เดือน 26 วัน) ในมุมมองหน้าตรง รอยพับที่รอยต่อระหว่างปลายจมูกกับปีกจมูกซ้ายคลายตัว ปากบริเวณรอยเย็บยาวขึ้น ขอบริมฝีปากสมมาตรขึ้น และร่องที่ริมฝีปากตื้นขึ้น ในมุมมองได้คาง รูปร่างริมฝีปากสมบูรณ์ขึ้น จมูกอยู่ทรงขึ้นแต่แกนกลางจมูกยังคงเอียง พนักด้านในของปีกจมูกซ้ายยังคงกินพื้นที่ของรูจมูก (รูปที่ 5 B) การตัดทรงจมูกยังคงต้องดำเนิน

ต่อไปจนครบ 1 ปี นับตั้งแต่วันผ่าตัด หรือจนกว่ามารดาจะพึงพอใจ หรือจนกว่าทารกจะปฏิเสธการใช้นาโซฟอร์ม



รูปที่ 5 การเปลี่ยนแปลงหลังผ่าตัดแก้ไขปากจมูก

A) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มหลังผ่าตัดเป็นเวลา 2 เดือน 11 วัน (อายุ 6 เดือน 20 วัน) และ แนวโค้งสันเหงือก B) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มหลังผ่าตัดเป็นเวลา 4 เดือน 17 วัน (อายุ 8 เดือน 26 วัน)

Figure 5 Changes after cleft lip nose surgical correction

A) The results of using the postoperative Nasoform for two months 11 days (age 6 months 20 days) and alveolar arch form B) The results of using the postoperative Nasoform for four months 17 days (age 8 months 26 days)

พัฒนาการด้านการกินของทารก พบว่า ทารกเปลี่ยนจากการกินนมจากกระบอกฉีดยาไปเป็นการกินนมจากขวดแบบมีลิ้นปิดเปิดทางเดียวและจุกนมชนิดพิเศษภายในเวลา 1 เดือน หลังผ่าตัดแก้ไขปากจมูกมารดาเลือกใช้วิธีป้อนนมจากกระบอกฉีดยาเพื่อป้องกันการดูดเป็นเวลา 2 สัปดาห์ ตามคำแนะนำของแพทย์ หลังจากนั้นทารกก็ปฏิเสธการกินนมจากขวดมารดาจึงตัดสินใจใช้การป้อนนมจากกระบอกฉีดยาต่อจนกระทั่งทารกสามารถกินอาหารบดละเอียดจากช้อนได้เมื่ออายุ 8 เดือน

ผู้ป่วยรายที่สอง

ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์สองข้าง เพศหญิง สุขภาพแข็งแรง ไม่มีปัญหาโรคทางระบบ น้ำหนักแรกคลอด 2,470 กรัม (รูปที่ 6A) ทราบว่าเป็นภาวะนี้จากการตรวจอัลตราซาวด์ หลังคลอดทารกถูกแยกจากมารดาไปพักอยู่ในหอผู้ป่วยเพื่อสังเกตอาการ การกินนมจึงเริ่มต้นด้วยการป้อนจากแก้วโดยพยาบาล เมื่อมารดาฟื้นตัวจากการคลอดและไปเยี่ยมลูกที่หอผู้ป่วยทารกแรกคลอดได้จึงฝึกมารดาป้อนนมทารกจากแก้ว จากเต้า และจากขวดนมธรรมดาที่ใช้มีดกรีดรูที่ปลายจุกนมเพิ่ม เมื่อมารดาฝึกให้นมลูกจนมั่นใจแล้วจึงอนุญาตให้นาลูกไปเลี้ยงเอง (รูปที่ 6B)



รูปที่ 6 ทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์สองข้าง

A) ลักษณะรอยแหว่งเมื่ออายุ 4 วัน

B) ป้อนนมจากแก้ว เต้านม และ ขวดนม

Figure 6 The infant with bilateral complete cleft lip and cleft palate

A) The cleft defect at the age of 4 days

B) Feeding from a cup, a breast, and a milk bottle

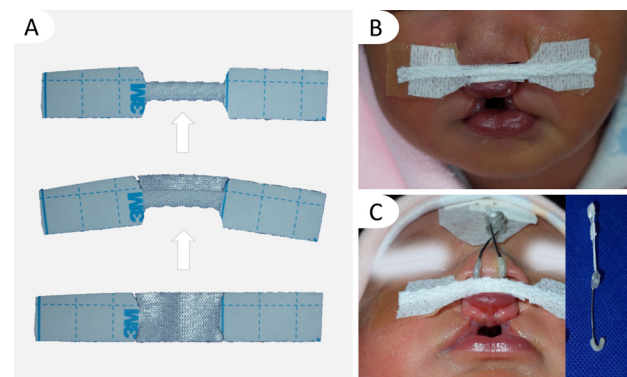
การป้อนนมจากแก้ว ทารกจะอยู่ในท่านั่งเอนตัวไปด้านหลัง วางขอบแก้วลงบนริมฝีปากล่างเฉียงแก้วให้มุมปริมอยู่ที่ขอบรอบให้ ทารกแลบลิ้นออกมาตวัดนมเข้าปาก การป้อนนมจากเต้า ก่อนนำทารก เข้าเต้าให้บีบน้ำนมออกจนเต้านมก่อน จากนั้นจึงใช้หัวนมเทียมริมฝีปาก ทารก ในจังหวะที่ทารกอ้าปากให้ส่งเต้านมเข้าไปให้ลึกที่สุดแล้วจึง จัดริมฝีปากให้แนบกับเต้านมพร้อมกับประคองศีรษะไว้ไม่ให้ปากหลุด จากเต้า ใช้มือที่ประคองเต้าช่วยทารกบีบคั้นนมให้ไหลเข้าปาก การป้อน นมจากขวด ทารกจะอยู่ในท่าเดียวกันกับการป้อนนมจากแก้ว โดยมี มารดาเป็นผู้ควบคุมจังหวะการดูดและกลืนด้วยการถอยจุกนมออก จากปากเพื่อให้ทารกกลืนนมให้หมดก่อนที่จะเริ่มการดูดนมรอบต่อไป

สัปดาห์แรกหลังคลอดเป็นช่วงเวลาที่ให้ความสนใจกับการฝึกกินนม เมื่อมารดาสามารถป้อนนมลูกได้ทุกวิธีแล้วจึงเริ่มต้น จัดการกับปัญหาปากแหว่งโดยเตรียมแถบคาดปากรูปดัมเบลล์จากเทป ผ้ายัด (3M™ Multipore™ Dry Surgical Tape) ตัดเทปหน้ากว้าง 0.5 นิ้ว ความยาวเท่ากับระยะระหว่างหางตา สร้างส่วนคอดตรงกลาง ให้มีความยาวเท่ากับระยะระหว่างหัวตาโดยตัดเทปที่ขอบบนและ ล่างแล้วพับทบในลักษณะสองพับสามตอนทำให้ส่วนนี้มีความหนา 3 ชั้น (รูปที่ 7A)

การจัดปากแหว่งเริ่มจากติดเทปหนึ่งเทียมนลงบนแก้มข้าง ต่อปีกจมูกเพื่อเป็นฐานสำหรับติดแถบคาดปาก ใช้มือรวบแก้มทั้งสองข้างดันให้ปากเคลื่อนมาชิดกับโปรแลเบียม (prolabium) และ ฐานจมูกเคลื่อนมาต่อกันแล้วจึงติดแถบคาดปากลงบนฐานและติด เทปทับลงไปอีกชั้นเพื่อเสริมความแข็งแรง แถบคาดปากจะส่งแรงไป

ควบคุมการยื่นของขากรรไกรบนส่วนหน้า (premaxilla) และควบคุม ความกว้างของปีกจมูก (รูปที่ 7B)

การจัดโครงสร้างจมูกเริ่มต้นเมื่อทารกอายุ 1 สัปดาห์ อุปกรณ์แรก คือ ขอเกี่ยวปีกจมูกที่มีแกนเป็นลวด ด้านล่างติดเป็น ขอเกี่ยวด้านบนติดเป็นห่วงสำหรับผูกแถบยัด หุ้มลวดทั้งสองด้านด้วย เรซินอะคริลิกชนิดบ่มเองที่ขัดผิวจนไม่มีความขรุขระแหลมคม วิธีใช้ เพียงคล้องขอเกี่ยวกับปีกจมูกแล้วดึงขึ้นในแนวเฉียงเข้าสู่แกนกลาง จากนั้นยึดตรึงไว้กับหน้าผากด้วยเทป แรงจากขอเกี่ยวจะดึงแกนกลาง จมูกให้ยืดยึดขึ้นโดยมีแถบคาดปากช่วยดันไม่ให้โปรแลเบียมและขา กรรไกรบนส่วนหน้าเคลื่อนไปตามแรงดึง (รูปที่ 7C)



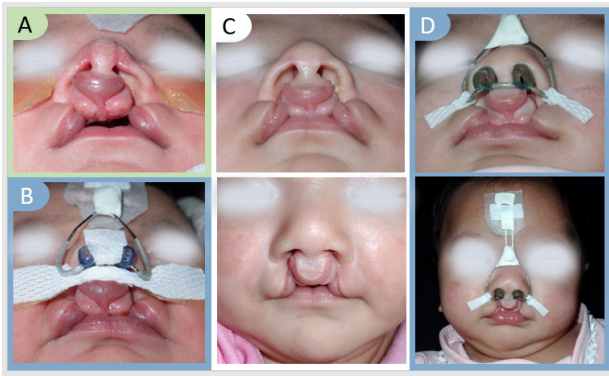
รูปที่ 7 ทารกอายุ 1 สัปดาห์

A) การเตรียมแถบคาดปากรูปดัมเบล B) ยึดแถบคาดปากบนแก้ม ทั้งสองข้าง C) ยึดแกนกลางจมูกด้วยอุปกรณ์ขอเกี่ยวปีกจมูก 2 ชิ้น

Figure 7 The infant age 1 week

A) The dumbbell shaped lip strap preparation B) The lip strap was attached to both cheeks C) Two alar hook appliances were used to lengthen the columella

การดัดโครงสร้างที่ทำอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 2 สัปดาห์ ส่งผลให้แกนกลางจมูกยาวขึ้น ระยะระหว่างปีกจมูกแคบลง และมีรอย กดบนผิวที่สัมผัสกับขอเกี่ยวจมูก (รูปที่ 8A) เพื่อให้โครงสร้างจมูกถูกดัด ในทุกมิติและแรงกระทำต่อหน่วยพื้นที่ลดลงจึงนำนาโซฟอร์มสำเร็จรูป ขนาด xxs มาปรับแต่งส่วนประกอบต่าง ๆ จนพอดีกับจมูกทารก หลัง ใส่ได้ติดเทปเสริมที่ตำแหน่งแกนกลางจมูกเพื่อเพิ่มแรงต้านการหลุด (รูปที่ 8B) ในระหว่างรอการผ่าตัดแก้ไขปากจมูกเมื่ออายุ 4 เดือน มีนัดปรับนาโซฟอร์ม 3 ครั้ง พบการเปลี่ยนแปลงดังนี้ เมื่ออายุ 2 เดือน จมูกและปากคงรูปได้ขณะถอดอุปกรณ์ แกนกลางจมูกยาวขึ้น และปากเคลื่อนมาชิดกันได้ (รูปที่ 8C) เมื่ออายุ 3 เดือน สามารถพัก การติดแถบคาดปากได้ชั่วคราวโดยตรึงปากไว้กับเทปที่พันไว้กับโครง ลวดข้างต่อปีกจมูก (รูปที่ 8D)



รูปที่ 8 ความก้าวหน้าของการจัดรูปปากและจมูก
A) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์เกี่ยวปีกจมูกเป็นเวลา 2 สัปดาห์ B) เริ่มใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มเมื่ออายุ 3 สัปดาห์ C) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มเป็นเวลา 1 เดือน 12 วัน (อายุ 2 เดือน) D) สามารถหยุดใช้แถบคาดปากได้ชั่วคราวเมื่ออายุ 3 เดือน

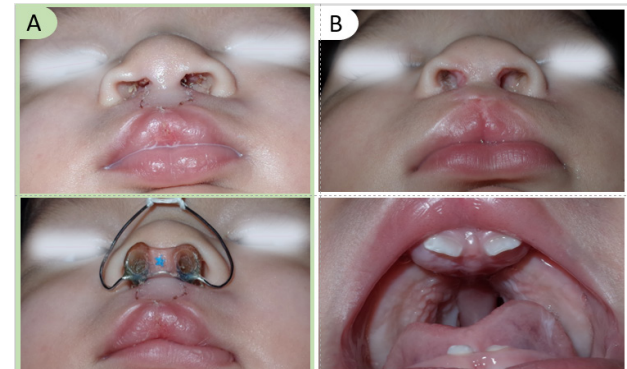
Figure 8 The progression of lip and nose molding
A) Results of using alar hook appliances for 2 weeks
B) Start using the Nasoform appliance at age 3 weeks
C) Results of using the Nasoform appliance for 1 month 12 days (age 2 months)
D) At the age of 3 months, the lip strap could be temporary stopped

ทารกเข้ารับการผ่าตัดเมื่ออายุ 4 เดือน ด้วยน้ำหนักตัว 6 กิโลกรัม เป็นการแก้ไขปากงุ้ม ย้ายเนื้อยี่ดริมฝีปาก สร้างช่องปากด้านริมฝีปาก และแก้ไขภาวะลิ้นติด (tongue tie) วันที่ 8 หลังการผ่าตัดจึงเริ่มกระบวนการคงสภาพรูปจมูกโดยใช้นาโซฟอร์มขึ้นเดิมาปรับแต่งใส่ให้โดยกรอแต่งส่วนค้ำยันรูปจมูกให้เล็กลงจนใส่ได้พอดีและเชื่อมส่วนค้ำยันรูปจมูกทั้งสองข้างด้วยเรซินอะคริลิก (รูปที่ 9A) เนื่องจากทารกโตเร็วและมีแกนกลางจมูกกว้าง จึงใช้นาโซฟอร์มชิ้นใหม่ขนาด xs มาปรับใส่ให้เมื่อทารกอายุ 7 เดือน

ผลลัพธ์ของการใช้นาโซฟอร์มอย่างมีวินัยโดยใส่วันละเกือบ 24 ชั่วโมง ส่งผลให้ทารกอายุ 9 เดือน มีรูปทรงจมูกที่ใกล้เคียงธรรมชาติ แต่รูจมูกขวามีขนาดค่อนข้างเล็ก การตัดทรงจมูกยังคงต้องดำเนินการต่อไปจนครบ 1 ปี นับตั้งแต่วันผ่าตัด หรือจนกว่ามารดาจะพึงพอใจ หรือจนกว่าทารกจะปฏิเสธการใช้นาโซฟอร์ม เมื่อมองเข้าไปในปาก พบว่าสันเหงือกที่แหงนอยู่ชิดกันและช่องโหว่ห่อหุ้มช่องจมูกมีขนาดเล็กลง (รูปที่ 9B)

พัฒนาการด้านกึณนมของทารก เนื่องจกมารดาเข้าสู่กระบวนการเตรียมความพร้อมในการดูแลทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่ก่อนคลอดจึงสามารถรับมือกับปัญหาหลังคลอดได้เป็นอย่างดี ขณะพักฟื้นอยู่ในโรงพยาบาลการได้ฝึกป้อนนมลูกหลายวิธีช่วยให้มารดาสามารถเลือกวิธีการป้อนนมที่เหมาะสมกับทารกในสถานการณ์ต่าง ๆ ได้ดี ก่อนผ่าตัดแก้ไขปากงุ้มกึณนมจากขวดนมธรรมดาที่กรีดปลายงุ้มนมเพิ่มเป็นหลัก ช่วงสองสัปดาห์หลังผ่าตัด

กึณนมจากขวดพิเศษสำหรับผู้ป่วยเพดานโหว่ (Pigeon Feeder) เป็นขวดปิบได้ที่ประกอบเข้ากับจุกนมรูปทรงยาวคล้ายที่หยดยา จากนั้นจึงกลับมากึณนมจากขวดปกติและจากเต้า



รูปที่ 9 การเปลี่ยนแปลงหลังผ่าตัดแก้ไขปากงุ้ม
A) วันที่ 8 หลังผ่าตัด นาโซฟอร์มที่ใช้อยู่ก่อนหน้าถูกปรับให้พอดีกับจมูกที่ถูกผ่าตัดแก้ไข B) ผลลัพธ์การใช้อุปกรณ์นาโซฟอร์มหลังผ่าตัดเป็นเวลา 4 เดือน 13 วัน (อายุ 9 เดือน) และ แนวโค้งสันเหงือก

Figure 9 Changes after cleft lip nose surgical correction
A) Day 8th after surgery, the previously used Nasoform was adjusted to fit with the surgical corrected nose
B) The results of using the postoperative Nasoform appliance for 4 months 13 days (age 9 months) and alveolar arch form

บทวิจารณ์

ปากแหว่งเพดานโหว่เป็นความพิการแต่กำเนิดที่มีแนวทางการดูแลรักษาที่เป็นระบบตั้งแต่ทราบว่าเป็นจนเติบโตเป็นผู้ใหญ่ การรู้ว่าการเป็นภาวะนี้ในวันคลอดจึงมักไม่ทำให้การรักษาล่าช้า การรู้ล่วงหน้าจากผลตรวจอัลตราซาวด์แม้ว่าครอบครัวทารกจะมีเวลาในการเตรียมตัวและเตรียมพร้อมก่อนคลอดแต่ก็มีความกังวลในระหว่างการตั้งครรภ์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเรื่องการกึณนม

จุดเริ่มต้นสำคัญในการก้าวผ่านอุปสรรคปัญหาเรื่องการกึณนม คือ การฝึกป้อนนมทารกโดยพยาบาลวิชาชีพที่มีประสบการณ์ และ การมีความรู้ความเข้าใจการทำงานของอวัยวะขณะกึณและกลืน โดยทั่วไปแล้วการป้อนนมทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์มีเทคนิคพื้นฐาน ดังนี้ 1) การติดแถบคาดปากช่วยให้ทารกใช้ปากจับจุกนมและเต้านมได้ดีขึ้นและส่งเสริมการเกิดผนึกของช่องปากส่วนหน้า 2) การจัดทารกให้อยู่ในท่านั่งเอนตัวไปด้านหลังเล็กน้อยช่วยให้นมไหลลงสู่ช่องคอและส่งต่อไปยังหลอดอาหารได้ดีขึ้น 3) การเลือกใช้จุกนมที่เกิดผนึกกับเพดานปากได้เต็มพื้นที่เช่นเดียวกันกับเต้านมช่วยกึณการรั่วของนมผ่านช่องเพดานโหว่เข้าสู่ช่องจมูกได้ 4) การควบคุมจังหวะการดูดและกลืนช่วยลดปัญหาการสำลักนม 5) การอุ้มทารกพาดบ่าให้เรอหลังป้อนนมเสร็จช่วยลดโอกาสการขย้อนนม

การให้นมทางสายยางให้อาหารแม้จะทำให้ทารกเจริญเติบโตตามเกณฑ์และเข้ารับการผ่าตัดตามเวลาที่กำหนดไว้ได้ แต่ในระหว่างนั้นทารกได้สูญเสียโอกาสในการพัฒนาทักษะการกินและกลืน ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นสำคัญของกระบวนการรับรู้และสั่งการโดยสมอง การฝึกทารกให้กินนมได้เองเร็วที่สุดจึงมีความจำเป็น

การฝึกเริ่มต้นด้วยการกระตุ้นช่องปากให้แสดงท่าทางการดูดและกลืนโดยไม่ใช้น้ำนม เมื่อทำได้โดยไม่ล้าลึงจึงเริ่มป้อนนม โดยเลือกวิธีการที่ส่งเสริมทารกให้ใช้ทักษะของอวัยวะที่เกี่ยวข้องให้ได้มากที่สุด วิธีที่แนะนำ คือ ป้อนนมจากแก้วเพราะทารกได้ใช้ปากกลาง ประคองแก้วและใช้ลิ้นตัวดนมเข้าปาก หากทำไม่สำเร็จก็สามารถใช้การป้อนนมด้วยกระบอกฉีดยาหรือขวดบีบได้ซึ่งนมจะเข้าสู่ช่องปาก โดยทารกไม่ต้องใช้ความพยายาม เมื่อทำได้แล้วจึงฝึกให้กินนมจากเต้าหรือจากขวด การได้มีโอกาสฝึกป้อนนมลูกหลาย ๆ วิธีในขณะที่พักฟื้นอยู่ในโรงพยาบาล เป็นพื้นฐานสำคัญในการรับมือกับปัญหาการกินนมของทารกที่จะเกิดขึ้นเป็นระยะในระหว่างที่การผ่าตัดแก้ไขยังไม่แล้วเสร็จ

จุกนมปลอมเชิงหน้าที่เป็นอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการประหมื่นและฝึกทักษะการดูดนมของทารกได้ ส่วนประกอบต่าง ๆ ของจุกนมปลอมมีประโยชน์ต่อทารกภาวะปากแหว่งเพดานโหว่ ดังนี้ หัวนม (teat) ช่วยกำหนดตำแหน่งความสัมพันธ์ของขากรรไกรและลิ้นขณะดูด แป้น (shield) ช่วยจัดรูปปากให้เป็นวงและควบคุมการยื่นของเหงือก ปุ่มจับ (knob) หรือห่วง (ring) ช่วยให้จับได้สะดวก แนะนำให้เลือกใช้แบบที่แยกชิ้นส่วนไม่ได้เพื่อไม่ให้เกิดปัญหามีชิ้นส่วนของจุกนมปลอมหลุดเข้าปาก

เพดานเทียมเป็นอุปกรณ์ที่นอกจากช่วยปิดช่องโหว่ที่เพดานแล้วยังช่วยป้องกันสันเหงือกที่แหว่งไม่ให้ถูกเต้านมหรือจุกนมดันให้แยกห่างจากกัน เมื่อไม่ใช้เพดานเทียมภาระหน้าที่ในการควบคุมแนวสันเหงือกจึงตกอยู่กับปากที่ได้รับการพุงด้วยแถบคาดปากเท่านั้น ซึ่งอาจไม่เพียงพอ จึงมีความจำเป็นต้องลดการบีบคั้นขณะดูดนมโดยใช้มือช่วยบีบเต้าและเลือกใช้จุกนมที่นุ่มเป็นพิเศษหรือจุกนมธรรมดาที่ใช้มีดกรีดรูทางออกเพิ่ม

แถบคาดปากเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยพุงปากแหว่ง และ ช่วยจัดระเบียบอวัยวะและกล้ามเนื้อบนใบหน้าที่ได้รับผลกระทบจากการมีรอยแหว่ง เมื่อติดแถบคาดปากแล้วความไม่สมมาตรที่พบในภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ข้างเดียวและการยื่นของขากรรไกรบนส่วนหน้าที่พบในภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์สองข้างต้องได้รับการแก้ไข แรงจากแถบคาดปากต้องสามารถตรึงกล้ามเนื้อให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องและส่งเสริมการทำหน้าที่ของปาก ด้วยเหตุนี้เทปทางการแพทย์ที่นำมาใช้ทำแถบคาดปากต้องแข็งแรง ยึดตัวได้

ทุกทิศทาง และติดแน่นทนทาน เมื่อติดแถบคาดปากลงไปแล้วส่วนต่าง ๆ ควรมีลักษณะดังนี้ รอยแยกที่ฐานจุกชิดกัน มุมปากที่ตักยกขึ้น แนวฐานจุกแนวระหว่างมุมปากและแนวระหว่างลูกตาดำขนานกัน และ ปากสามารถเคลื่อนขยับขณะทำหน้าที่ได้ นอกจากนี้แรงต้านต่อการติดแถบคาดปากควรลดลงเรื่อย ๆ โดยทั่วไปแนะนำให้เปลี่ยนแถบคาดปากทุกวันแม้ว่าจะยังติดแน่นอยู่เนื่องจากมีส่วนที่สัมผัสกับนมและน้ำลาย

การปกป้องผิวแก้มที่เป็นฐานสำหรับติดแถบคาดปากมีความสำคัญอย่างมากต่อความสำเร็จในการดึงปากแหว่งให้มาชิดกัน เทปที่ทารกทั้งสองรายใช้ คือ เทปหนังเทียม ที่มีราคาค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับเทปแต่งแผลชนิดเยื่อกระดาษ (Micropore) ที่สามารถใช้ได้เช่นกัน โดยทั่วไปแนะนำให้เปลี่ยนเทปปกป้องผิวสัปดาห์ละครั้ง

ขอเกี่ยวปีกจุกเป็นอุปกรณ์ที่ทำงานง่ายและใช้ง่าย มีโครงสร้างพื้นฐานเป็นลวดที่ปลายด้านหนึ่งดัดเป็นรูปขอปลายอีกด้านหนึ่งดัดเป็นแกนสำหรับผูกแถบยึด แม้จะมีรายงานการใช้อุปกรณ์ลักษณะเดียวกันที่หุ้มแกนลวดด้วยท่อซิลิโคนหรือเทปเทฟลอน (teflon tape) ที่ใสจนถึงวันผ่าตัด²⁷⁻²⁹ แต่ทารกทั้งสองรายใช้ขอเกี่ยวเพียง 2 สัปดาห์เนื่องจากกังวลกับรอยกดบนผิวจุกที่สัมผัสกับเรซินอะคริลิกที่หุ้มแกนลวด หลังจากแกนกลางจุกถูกดึงให้ยกขึ้นด้วยอุปกรณ์ขอเกี่ยวปีกจุกแล้วการใส่नाโซฟอร์มก็ง่ายขึ้น

นาโซฟอร์มเป็นนวัตกรรมที่เกิดขึ้นเมื่อ พ.ศ.2556 เป็นอุปกรณ์สำเร็จรูป มี 4 ขนาดให้เลือกใช้ (XXS, XS, S และ M) ขณะใส่नाโซฟอร์มสำเร็จรูปที่ปรับแต่งให้เป็นเฉพาะบุคคล ส่วนต่าง ๆ ของอุปกรณ์มีบทบาทหน้าที่ดังนี้ 1) ส่วนค้ำยันรูปจุกทั้งสองข้างทำหน้าที่ปรับทรงจุกจากภายใน 2) โครงลวดทำหน้าที่ควบคุมรูปทรงจุกจากภายนอกโดยส่วนที่สัมผัสกับฐานจุกและปีกจุกจะช่วยปรับแนวฐานจุกให้ขนานกับแนวระหว่างลูกตาดำและควบคุมความกว้างของปีกจุก 3) ปุ่มยึดทำหน้าที่เป็นศูนย์กลางการกระจายแรงกดไปยังโครงสร้างของจุก 4) แถบยึดทำหน้าที่เป็นตัวกลางในการยึดนาโซฟอร์มไว้กับหน้าผากและเป็นตัวผ่อนความเค้น (stress breaker) ที่ช่วยลดแรงกระทำต่อเทปที่ปิดทับลงบนแถบยึด แรงจากนาโซฟอร์มที่ถ่ายทอดไปยังโครงสร้างจุกในลักษณะค่อยเป็นค่อยไปจะช่วยปรับจุกให้มีรูปร่างเข้าใกล้ความเป็นปกติตามธรรมชาติมากขึ้นเรื่อย ๆ³⁰

ทารกสามารถใส่नाโซฟอร์มขนาด XXS ตั้งแต่สัปดาห์แรก หลังคลอดจนถึงอายุ 6-7 เดือน เนื่องจากส่วนประกอบของนาโซฟอร์มสามารถปรับให้เล็กลงและใหญ่ขึ้นได้ ในระหว่างการใส่नाโซฟอร์มจะถูกปรับเป็นระยะเพื่อให้มีแรงกดถ่ายทอดไปยังโครงสร้างที่สัมผัสกับอุปกรณ์อย่างต่อเนื่องจนกระทั่งจุกมีรูปร่างเป็นธรรมชาติ

ทันตแพทย์ที่ดูแลการใช้นาโซฟอร์มนอกจากต้องมียุทธศาสตร์การดูแล และการใช้เรซินอะคริลิกแล้ว ยังต้องมีความรู้ด้านต่าง ๆ อาทิ ความสวยงามบนใบหน้าและกายวิภาคศาสตร์ที่เกี่ยวข้อง วิธีการผ่าตัดแก้ไข ปากจุก กระบวนการหายใจของแผล และการเปลี่ยนแปลงโครงสร้าง ใบหน้าขณะเจริญเติบโต

การใส่นาโซฟอร์มไม่เป็นปัญหากับการใช้ชีวิตประจำวัน ทารกสามารถกินนมได้ แสดงความรู้สึกทางใบหน้าได้ และนอนหลับได้ การใส่ที่ทำได้วันละเกือบ 24 ชั่วโมง โดยถอดออกมาทำความสะอาด ด้วยสบู่และล้างน้ำวันละ 2 ถึง 3 ครั้ง การตัดโครงสร้างที่ทำตั้งแต่ สัปดาห์แรกหลังคลอด และการพองโครงสร้างที่ทำภายใน 1 ถึง 2 สัปดาห์ หลังการผ่าตัดแก้ไขปากจุก เป็นการใช้อุปกรณ์ในช่วงเวลาทอง เพราะทารกแรกคลอดมีแรงต้านต่อการดูดน้อยและหลังผ่าตัดใหม่ ๆ โครงสร้างที่คล้ายแพทย์จัดเรียงไว้เคลื่อนตัวออกจากตำแหน่งไม่มาก

การใช้อุปกรณ์ที่คำนึงถึงการทำงานและการเรียงตัวของ กล้ามเนื้อเป็นสำคัญได้นำมาสู่การเปลี่ยนแปลงของโครงสร้างอย่างรวดเร็ว การเคลื่อนของปากและจมูกเข้าสู่รูปทรงใกล้เคียงปกติภายใน 2 เดือน ทำให้ทารกสามารถเข้ารับการรักษาผ่าตัดแก้ไขปากจุกเมื่ออายุ 4 เดือน ด้วยน้ำหนักตัว 5.5 และ 6 กิโลกรัม หลังผ่าตัดการใส่นาโซฟอร์มชิ้นเดิมที่คุ้นชินมาปรับให้ใช้ต่อ นอกจากประหยัดค่าใช้จ่ายแล้ว ยังไม่ต้องใช้เวลาไปกับการเรียนรู้และปรับตัวกับการใช้อุปกรณ์ชิ้นใหม่ จากประสบการณ์ การใส่นาโซฟอร์มอย่างเคร่งครัดมักทำได้จนถึงวัน ผ่าตัดแก้ไขเพดานที่ท่าเมื่อทารกอายุประมาณ 1 ปี ต่อจากนั้นการ ใส่ก็จะมีผลน้อยลงเรื่อย ๆ จนกระทั่งครอบครัวผู้ป่วยรู้สึกพึงพอใจกับ รูปทรงจมูกแล้วจึงหยุดใช้

การดูแลผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่โดยใช้อุปกรณ์ ภายนอกช่องปากร่วมกับใช้เทคนิคการป้อนนม ทำให้ไม่ต้องใช้เพดานเทียมซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีขั้นตอนการทำมากและสัมผัสกับช่องปาก ที่มีการเปลี่ยนแปลงหลายมิติภายใต้เงื่อนไขการเจริญเติบโตและ พัฒนาการของทารก ทั้งยังเป็นการเพิ่มทางเลือกสำหรับครอบครัวที่ ไม่ประสบความสำเร็จกับการใช้อุปกรณ์ภายในช่องปาก และเปิดโอกาส ให้ทันตแพทย์ที่กลัวการพิมพ์ปากทารกหรือไม่มีเครื่องมือสแกนเนอร์ใน ช่องปากสามารถเป็นหนึ่งในบุคลากรที่ให้การดูแลรักษาผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้ การใช้แนวทางนี้จะช่วยให้เกิดเครือข่ายการดูแลรักษาผู้ป่วยร่วมกัน ระหว่างโรงพยาบาลเล็กกับโรงพยาบาลใหญ่ โรงพยาบาลใกล้บ้าน ดูแลเรื่องอุปกรณ์ โรงพยาบาลใหญ่ดูแลเรื่องการผ่าตัด โดยยังคงมี ผลลัพธ์การรักษาตามเป้าหมายที่ตั้งไว้

บทสรุป

ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับทารกทั้งสองรายแสดงให้เห็นว่าแนวทาง การใช้อุปกรณ์ภายนอกช่องปากร่วมกับใช้เทคนิคการป้อนนมสามารถ

เป็นทางเลือกการรักษาสำหรับผู้ป่วยภาวะปากแหว่งเพดานโหว่สมบูรณ์ ข้างเดียวและสองข้างได้

เอกสารอ้างอิง

1. Berkowitz S, editors. Cleft lip and palate: Diagnosis and management. 2nd ed. Germany: Springer; 2006.
2. Smith KS, editors. Management of the cleft patient, An issue of oral and maxillofacial surgery clinics of North America. 1st ed. eBook: Elsevier; 2016.
3. Shkoukani MA, Chen M, Vong A. Cleft lip – a comprehensive review. *Front Pediatr* 2013;1(53):1-10.
4. Acheampong AO, Addison W, Obiri-Yeboah S, Amuasi A, Gowans LJJ, Newman-Nartey M, et al. The rule of “10’s” in the management of unilateral cleft lip children: The Komfo Anokye Teaching Hospital experience. *J Clin Res Dent* 2019;2(1):1-4.
5. Bösenberg AT. Anaesthesia for Cleft lip and palate surgery. *SAJAA* 2007;13(5):9-14.
6. Parker JJ, Vogel CT. Appendix 2: Craniofacial surgery timing chart; In: Haggerty CJ, Laughlin RM, editors. Atlas of operative oral and maxillofacial surgery. 1st ed. John Wiley & Sons, Inc; 2015. P. 537.
7. Michaelsen KF, Weaver L, Branca F, Robertson A. Feeding and nutrition of infants and young children. Denmark: WHO; 2003. P. 288.
8. Bureau of Nutrition. Dietary reference intake for Thais 2020. Ministry of Public Health, Department of Health; 2020.
9. Mahmoud Nasar FS, Mohammed Amer S, Ahmed Aly HM. Feeding protocol for mothers having infant with cleft lip and cleft palate. *AJNS* 2018;7(3-1):62-71.
10. Lau C. Development of infant oral feeding skills: what do we know? *Am J Clin Nutr* 2016;103(2):616S-21S.
11. Glass RP, Wolf LS. Feeding management of infants with cleft lip and palate and micrognathia. *Technology* 1999;12(1):70-81.
12. Lau C. Development of suck and swallow mechanisms in infants. *Ann Nutr Metab* 2015;66(suppl 5):7-14.
13. Rendón MME, Serrano MGJ. Physiology of nutritive sucking in newborns and infants. *Bol Med Hosp Infant Mex* 2011;68(4):296-303.
14. Nahai F, Williams J, Burstein F, Martin J, Thomas J. The management of cleft lip and palate: pathways for treatment and longitudinal assessment. *Semin Plast Surg* 2005;19(4):275-85.
15. Masarei AG, Sell D, Habel A, Mars M, Sommerlad BC, Wade A. The nature of feeding in infants with unrepaired cleft lip and/or palate compared with healthy noncleft infants. *Cleft Palate Craniofac J* 2007;44(3):321-8.
16. Harding CM, Law J, Pring T. The use of non-nutritive sucking to promote functional sucking skills in premature infants: an exploratory trial. *Nutrition* 2006;2(6):238-43.
17. Caruso S, Nota A, Darvizeh A, Severino M, Gatto R, Tecco S. Poor

oral habits and malocclusions after usage of orthodontic pacifiers: an observational study on 3–5 years old children. *BMC Pediatrics* 2019;19(1):294.

18. Zardetto CG, Rodrigues CR, Stefani FM. Effects of different pacifiers on the primary dentition and oral myofunctional structures of preschool children. *Pediatr Dent* 2002;24(6):552-60.

19. Adair SA. Pacifier use in children: a review of recent literature. *Pediatr Dent* 2003;25(5):449-58.

20. Thai industrial standard. TIS 1025-2562 Pacifier. Ministry of Industry; 2019.

21. Gopinath VK, Muda W. Assessment of growth and feeding practices in children with cleft lip and palate. *Southeast Asian J Trop Med Public Health* 2005;36(1):254-8.

22. Knösel M, Fendel C, Jung K, Sandoval P, Engelke WG. Presurgical orthopedics by drink plates does not significantly normalize deglutition in infants with cleft lip and palate. *Angle Orthod* 2016;86(2):315-23.

23. Leela-adisorn N. Breast feeding among cleft lip and cleft palate children without using obturator under sufficient economy: case report. *J Depart Health Service Support* 2019;13(1):3-11.

24. da Silva Freitas R, Lopes-Grego AB, Dietrich HLD, de Moraes Cerchiarri NR, Nakakogue T, Tonocchi R, *et al.* Weight gain in children

with cleft lip and palate without use of palatal plates. *Plast Surg Int* 2012;2012:973240.

25. Campbell A, Costello B, Ruiz RL. Cleft lip and palate surgery: an update of clinical outcomes for primary repair. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2010;22(1):43-58.

26. Kodkeaw P, Sermchaiwong U, Khwanngern K. The usage of nasoform in two newborns with unilateral cleft lip: case reports. *J Dent Assoc Thai* 2020;70(3):170-81.

27. Monasterio L, Ford A, Gutiérrez C, Tastets ME, García J. Comparative study of nasoalveolar molding methods: nasal elevator plus DynaCleft® versus NAM-Grayson in patients with complete unilateral cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J* 2013;50(5):548-54.

28. Abdiu A, Ohannessian P, Berggren A. The nasal alar elevator: a new device that may reduce the need for primary operation of the nose in patients with cleft lip. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2009;43(2):71-4.

29. Berggren A, Abdiu A, Marcusson A, Paulin G. The nasal alar elevator: an effective tool in the presurgical treatment of infants born with cleft lip. *Plast Reconstr Surg* 2005;115(6):1785-7.

30. Kodkeaw P. Nasoform. Chiang Mai: Craniofacial center; 2016

Effect of Different Placement Methods on Voids Formation in Class II Cavity Restored with Bulk-fill Resin Composite

Parinthorn Siyoputhawong¹, Chaiwat Maneenut¹

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

Abstract

The aim of this study was to evaluate void formation by micro-computed tomography in two-surface Class II cavities restored using four different placement methods with three bulk-fill resin composites. Standardized Class II cavities were prepared in forty intact human maxillary first premolar teeth. The teeth were randomly divided into four groups and restored using (n=10): 1) one bulk placement with a hand instrument; 2) two-bulk placement with a hand instrument; 3) one bulk placement with an injectable dispenser; 4) one bulk placement with an injectable dispenser and a sonic-activated handpiece. Percentage of void formation in the entire restoration was evaluated. One-way ANOVA and Games-Howell post hoc analyses were performed with a significance level of 0.05. One bulk placement with a hand instrument (Group 1) and two-bulk placement with a hand instrument (Group 2) had a significantly higher percentage of void formation than a one-bulk placement with an injectable dispenser (Group 3) and one-bulk placement with an injectable dispenser and sonic-activated handpiece (Group 4). There was no significant difference in the percentage of void formation between the hand instrument placement groups (Groups 1 and 2) and also between the injectable dispenser groups (Groups 3 and 4). In conclusion, different placement methods affected void formation in two-surface Class II cavity restored with bulk-fill resin composite. Placement with a hand instrument had a significantly higher void formation than placement with an injectable dispenser.

Keywords: Bulk-fill resin composite, Class II cavity, Micro-computed tomography, Void

Received Date: May 13, 2021

Revised Date: Jun 11, 2021

Accepted Date: Jul 23, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.28

Correspondence to:

Chaiwat Maneenut, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Wangmai, Patumwan, Bangkok, 10330, Thailand. Tel: 02-218-8795 E-mail: Chaiwat.M@chula.ac.th

Introduction

Resin composite has been widely used to restore both anterior and posterior teeth due to esthetic concerns and gradually phased down of dental amalgam used. It can be attached to the tooth via bonding systems, supports

occlusal forces and provides natural tooth color. However, restoring teeth with resin composite usually created voids,¹⁻⁵ both within the resin composite itself and at the interfaces between cavity walls and the resin composite,

which are results of air trapped within the material during manufacturing,² air trapped between layers of resin composite or air trapped at the interfaces between cavity walls and the resin composite upon restoring.¹ The micro-computed tomography (micro-CT) study by Jira-arnon and Maneenut,¹ which evaluated the void formation in slot Class II cavities of extracted human maxillary first premolar teeth restored with bulk-fill resin composites using different placement methods, found voids in all the tooth samples. The study by Chaidarun and Leevailoj,² which investigated and compared the number of voids in small and large Class II cavities of artificial mandibular second premolar teeth restored with bulk-fill resin composite or conventional nanohybrid resin composite, found voids within the tooth samples. There are multiple factors related to void formation in resin composite restorations such as adhesive agents, polymerization shrinkage and stress, cavity configurations, the manufacturing process, the viscosity of the resin composites and placement methods.³⁻¹⁰

A void of the resin composite restoration is a restoration failure factor. Voids within the resin composite can reduce its mechanical properties.^{4,5,11} Voids at the axio-pulpal line angles can cause restoration fractures. Voids at cavity-resin composite interfaces can reduce bond strength and result in movements of fluid or bacteria through the interfaces. These can cause dental caries and post-operative sensitivity. Voids along the restoration margins and the external surfaces also result in microleakage, discoloration, surface roughness, plaque accumulation and dental caries. These voids can be seen and can compromise the esthetics of the restoration. Furthermore, their appearance as radiolucent areas in radiograph can be misinterpreted as dental caries. Jira-arnon and Maneenut¹ together with Chaidarun and Leevailoj² recommended methods to reduce void formation in resin composite restorations such as using proper viscosity resin composites, proper placement methods and bulk-fill resin composites.

The incremental placement of conventional resin composites are applied when restoring a deep cavity to ensure adequate light transmission for complete poly-

merization and to avoid cuspal deflection.^{12,13} Recently, bulk-fill resin composites are introduced to solve the disadvantages of conventional resin composites. They are claimed by manufacturers for placing in a bulk of 4-5 mm,^{14,15} which can simplify the treatment procedures. Their properties were improved and provided clinical advantages such as increased depth of cure, low polymerization shrinkage and stress, which provide better marginal adaptation and reduced cuspal deflection.¹⁶⁻²⁰ Their handling properties are similar to conventional resin composites. However, restoring cavity more than 4 mm depth with bulk-fill resin composites still requires incremental placement to avoid insufficient polymerization, which can degrade resin composites, create negative effect on physical properties and adverse biological reactions.¹⁶⁻²⁰

Several methods were used to evaluate void formation in resin composite restoration. A simple method is sectioning the sample, staining and observing under a microscope. However, it can evaluate only the sectioned plane and is destructive, which has to cut the samples and the evaluation cannot be repeated.² Recently, with the developments in imaging technology to create a three-dimensional image without cutting the sample,²¹ micro-computed tomography is widely used to evaluate the void formation of resin composite restoration in many studies.^{1,22-25} However, there was still insufficient information of void formation in large and different Class II cavity designs. Thus, this study was conducted to evaluate void formation by micro-computed tomography in two-surface Class II cavities restored using four different placement methods with three bulk-fill resin composites

Materials and Methods

Specimen preparations

Forty extracted human maxillary first premolar teeth without any dental caries, restoration and cracks were collected, cleaned and immersed in 0.1% thymol solution (approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn

University, HREC-DCU 2020-044). The teeth were simply randomized and divided into four groups with ten teeth per group. Occlusal surface of the tooth was polished into a paralleled plane to reach the deepest level of pits or fissures by a polishing machine (NANO 2000, PACE technologies, USA). Proximal surface of the tooth was polished into a perpendicular plane to the polished occlusal surface by the polishing machine. The gingival margin of the polished proximal surface was 4 mm lower than the polished occlusal surface.

Each polished tooth was embedded in clear acrylic resin at 2 mm beneath the cemento-enamel junction level. A two-surface Class II cavity was prepared on the polished occlusal and proximal surfaces with high-speed diamond cylinder bur (Intensiv, Switzerland) using computer numerical control (CNC) specimen former (Former A-11, IMT, Thailand). The axio-pulpal line angle was rounded with a gingival margin trimmer (Hu-Friedy, USA). Dimensions of the cavity were set as follows:

- The occlusal cavity was 2 mm occluso-gingival depth, 3 mm mesio-distal width and 3 mm bucco-lingual width.
- The proximal cavity was 2 mm pulpo-gingival depth, 1.5 mm mesio-distal width and 3 mm bucco-lingual width.

Dimensions of the prepared cavity were confirmed by a digital vernier caliper (Mitutoyo, Japan).

A metal Tofflemire matrix system was applied to the prepared cavity. Matrix band was adapted and covered all cavity margins. The top margin of the band was at 1 mm above the occlusal cavity margin. The cavity was etched with 37.5% phosphoric acid (Gel Etchant, Kerr, USA) for 15 seconds, rinsed thoroughly with distilled water for 15 seconds and gently air blown for three seconds to achieve moist dentin. The OptiBond™ FL (Kerr, USA) adhesive system was applied in the cavity following the manufacturer's instructions. The OptiBond FL Primer was applied with a light scrubbing motion for 15 seconds and gently air blown for five seconds until the cavity had a slightly shiny appearance. The OptiBond FL Adhesive was applied uniformly to create a thin coating. The adhesive was

light cured with Demi™ Plus light curing unit (Kerr, USA) with light intensity 1,100-1,330 mW/cm² for 20 seconds.

Silicone index preparation

The volume of the prepared cavity in each tooth was approximately 27 mm³. Since no void was needed in the bulk of material that was pushed out from the syringe, a self-cured silicone index (Silagum Putty, DMG, Germany) was prepared to control the volume and void of syringe-type resin composite which was placed into the cavity with a hand instrument (group 1 and group 2).¹

A light cured square-shaped resin composite block (4 x 2 x 3.5 mm³), which has slightly more volume than the volume of the prepared cavity, was prepared by the computer numerical control specimen former. The resin composite block was placed on the freshly mixed silicone and pressed into the silicone with a glass slab. When the silicone was completely set, the resin composite block was taken out.

Restoring procedures

Group 1: One bulk placement with hand instrument with syringe-type Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M ESPE, USA)

The resin composite was pushed out of the syringe and placed into the silicone index with a CVIPC carver (Hu-Friedy, USA). All amount of resin composite (volume of approximately 27 mm³) was taken out of the index and put into the prepared cavity with the carver. It was adapted with a flat-ended plugger (Hu-Friedy, USA) in the occluso-gingival direction for 15 times with a pressure of approximately 100 grams each time (the operator was well practiced to press with the same force, using a push-pull force gauge). The excess resin composite was removed with the carver in the bucco-lingual direction for five times. The tip of the light guide was placed at 2 mm from the top of the cavity (the cusp height was compensated to simulate clinical situations) and light cured for 40 seconds. The matrix band was removed and light was applied on the buccal and lingual surfaces of the proximal cavity for 20 seconds each.

Group 2: Two-bulk placement with hand instrument with syringe-type Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M ESPE, USA)^{26,27} (Fig. 1)

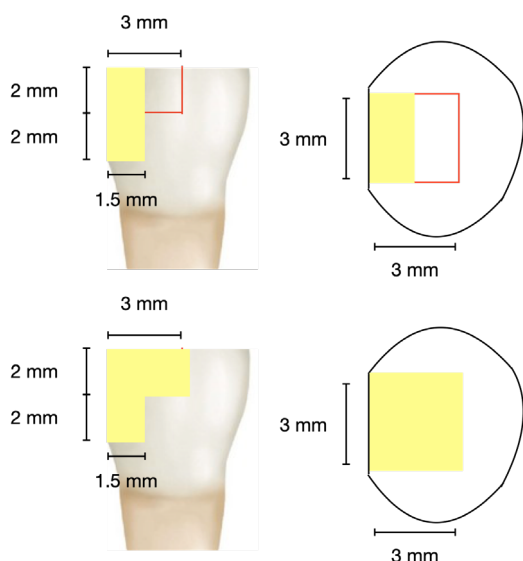


Figure 1 Two-bulk placement with hand instrument of Group 2

The placement was modified from the centripetal technique in which the proximal part against the matrix band was created first and the remaining occlusal cavity was filled up later.^{26,27} The resin composite was pushed out of the syringe and placed into the silicone index with the CVIPC carver. Two-thirds of the resin composite (volume of approximately 18 mm³) was taken out of the index and put it into the proximal cavity with the carver and adapted with the flat-ended plugger in the occluso-gingival direction for five times and in the mesio-distal direction for five times using the same force. The top level of the resin composite was at the same level of the occlusal margin. The rest of the resin composite (volume of approximately 9 mm³) was put into the occlusal cavity with the carver and adapted with the flat-ended plugger in the occluso-gingival direction for five times. The excess resin composite was removed with the carver in the bucco-lingual direction for five times. The tip of the light guide was placed at 2 mm from the top of the cavity (compensated cusp height to simulate clinical situations) and light cured for 40 seconds. The matrix band was removed and light was applied on the buccal and lingual surfaces of the proximal cavity for 20 seconds each.

Group 3: One bulk placement with injectable dispenser with capsule-type Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M ESPE, USA)

The Filtek™ One Bulk Fill Restorative capsule was put into the Filtek™ Restoratives Dispenser. The tip of the capsule was placed 0.5 mm above the gingival wall. The resin composite was dispensed and the capsule tip was moved upward and kept inside the bulk of the resin composite during dispensing until the resin composite reached the occlusal surface. The excess resin composite was removed with the carver in the bucco-lingual direction for five times. The tip of the light guide was placed at 2 mm from the top of the cavity (compensated cusp height to simulate clinical situations) and light cured for 40 seconds. The matrix band was removed and light was applied at buccal and lingual surfaces of the proximal cavity for 20 seconds each.

Group 4: One bulk placement with injectable dispenser and sonic-activated handpiece with SonicFill™ 2 (Kerr, USA)

The SonicFill™ 2 capsule was put into the SonicFill™ Handpiece. The dispensing rate of the handpiece was set at level 3. The tip of the capsule was placed 0.5 mm above the gingival wall. The handpiece was activated by fully depressing the foot pedal and the capsule tip was moved upward and kept inside the resin composite while the handpiece was activated. The handpiece was turned off when the resin composite reached the occlusal surface. The excess resin composite was removed with the carver in a bucco-lingual direction for five times. The tip of the light guide was placed 2 mm from the top of the cavity (the cusp height was compensated to simulate clinical situations) and the light cured for 40 seconds. The matrix band was removed and light was applied at buccal and lingual surfaces of the proximal cavity for 20 seconds each.

All restored teeth were kept in an incubator (Contherm 1200, Contherm, New Zealand) with a relative humidity of 100 % at 37°C for 24 hours.

Analysis of voids formation using micro-computed tomography

All teeth were removed from the resin blocks and the root, buccal surface and lingual surface was cut 1-2 mm away from the margins of the cavity with a high-speed diamond cylinder bur. The prepared samples were placed in a 10 mm diameter holder and stabilized with sponges. The holder was put into a micro-computed tomography machine (μ CT 35, Scanco Medical, Switzerland). The machine was set to 70 kV, 100 μ A, voxel size 6 μ m and filtered the radiation with aluminum 0.5 mm thickness.¹ The samples were scanned and sets of approximately 500 images per one restoration were recorded. The operator set regions of interest covering the entire restoration. The percentages of volume of void per volume of the entire restoration were calculated using a micro-computed tomography evaluation program.

Statistical Analysis

SPSS Statistics 26 software (IBM, USA) was used to analyze the data. A significance level of 0.05 was set. The Shapiro-Wilk test was performed to test normality. The one-way ANOVA and Games-Howell post hoc analyses were performed to analyze the percentage of voids.

Results

The mean percentage of the volume of the void per volume of the entire restoration is presented in Table 1. Group 2, two-bulk placement with a hand instrument was the highest, followed by Group 1, one bulk placement with a hand instrument and Group 4, one bulk placement with an injectable dispenser and a sonic-activated handpiece. Group 3, one bulk placement with an injectable dispenser was the lowest.

Table 1 Mean percentage of volume of void per volume of the entire restoration and standard deviation. The same superscript letter means no statistically significant difference

Group	Mean (SD)
1: One bulk placement with hand instrument	0.66 (0.39) ^a
2: Two-bulk placement with hand instrument	1.08 (0.38) ^a
3: One bulk placement with injectable dispenser	0.10 (0.09) ^b
4: One bulk placement with injectable dispenser and sonic-activated handpiece	0.14 (0.11) ^b

One bulk placement with a hand instrument (Group 1) and two-bulk placement with a hand instrument (Group 2) had significantly higher percentage of void formation than one bulk placement with an injectable dispenser (Group 3) and one bulk placement with an injectable dispenser and a sonic-activated handpiece (Group 4). There was no significant difference in the percentage of void formation between the hand instrument placement groups (Groups

1 and 2) and also between the injectable dispenser groups (Groups 3 and 4).

Voids at the cavity walls, line angles and within the bulk of resin composites were found in all groups (Fig. 2, 3, 4 and 5). Voids located between the bulks of resin composite were found in only Group 2, two-bulk placement with a hand instrument (Fig. 3).

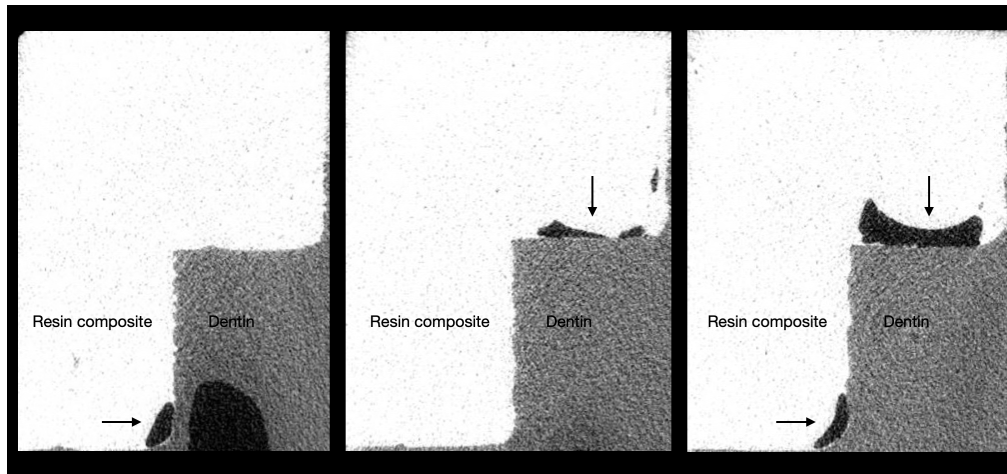


Figure 2 Representative cross-sectional images of Group 1, one bulk placement with a hand instrument. Voids are indicated by arrows

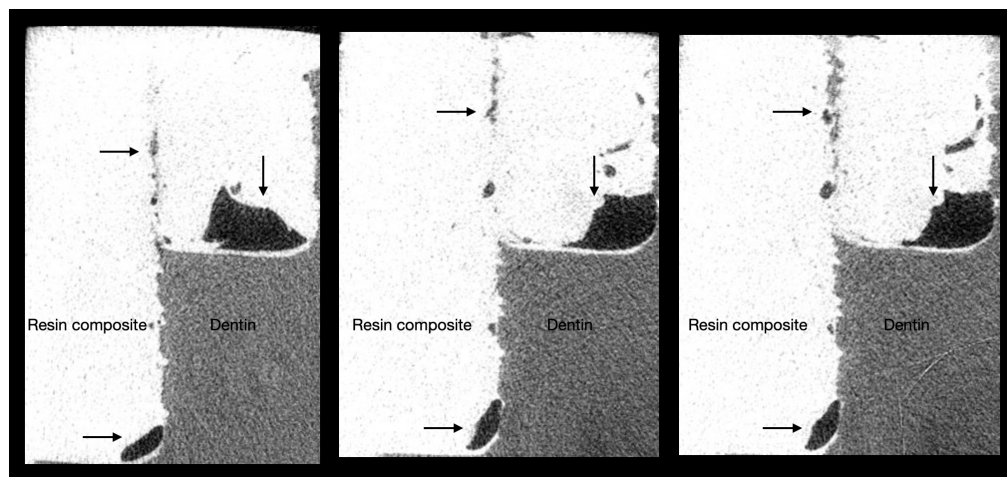


Figure 3 Representative cross-sectional images of Group 2, two-bulk placement with hand instruments. Voids are indicated by arrows

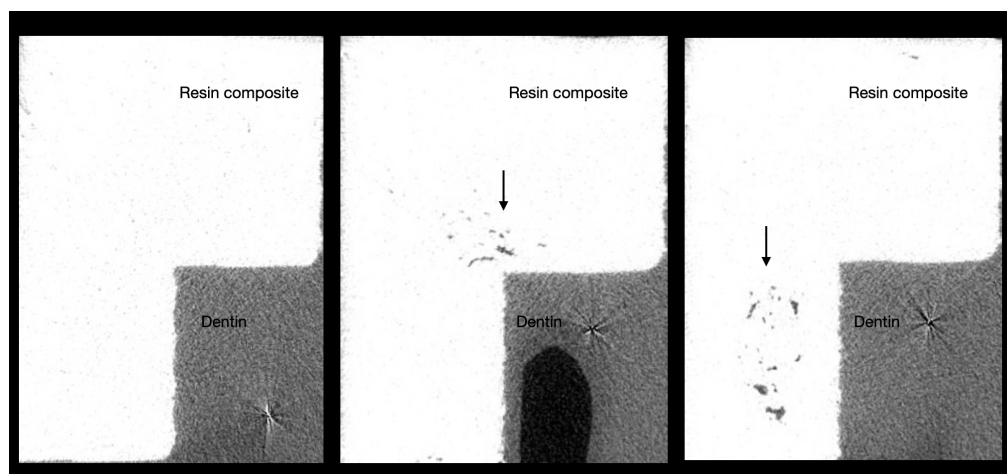


Figure 4 Representative cross-sectional images of Group 3, one bulk placement with an injectable dispenser. Voids are indicated by arrows

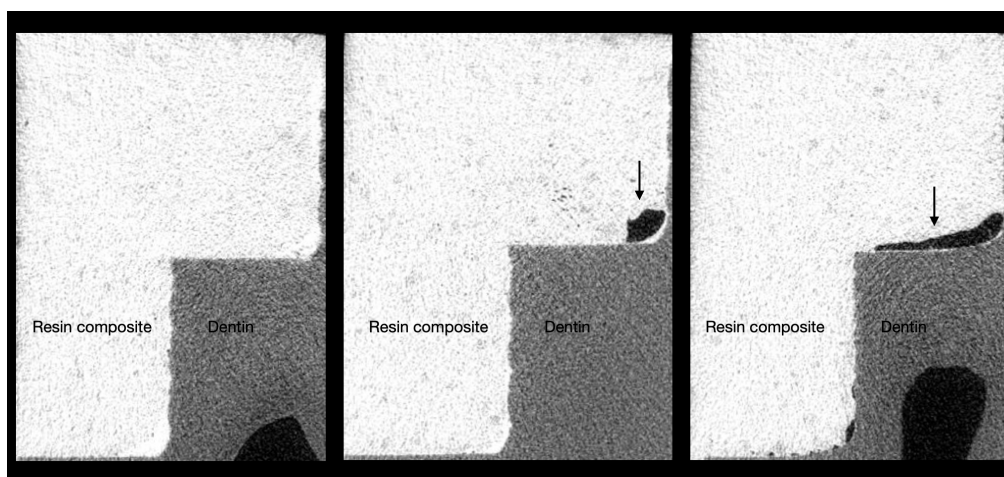


Figure 5 Representative cross-sectional images of Group 4, one bulk placement with an injectable dispenser and sonic-activated handpiece. Voids are indicated by arrows

Discussion

Voids in this study were voids within the resin composite, voids between the bulks of the resin composite and voids at the interfaces between cavity walls and the resin composite. These voids appeared as radiolucent areas in each cross-sectional image when using micro-computed tomography analysis. The effect of cavity size and volume were discarded by using computer numerical control specimen former to standardize the cavity. The silicone index was prepared to control the volume of the syringe-type resin composite which was placed with a hand instrument.¹ Putting a closely adapted amount of resin composite to the cavity volume could reduce the chance of void formation compared to putting much more which would have to be taken out or putting much less which would add in the material.

The results of this study found voids in all the tooth samples. Although the line angle was round, voids could occur at the line angles of the cavity. It also occurred at the interfaces between cavity walls and resin composite more than within the bulk of resin composites (Fig. 2, 3, 4 and 5). Voids at both occlusal and proximal line angles infer that more line angles means more possibilities of voids. The percentage of void formation was about 1 % and less. It was higher when placed with a hand instrument than placed with an injectable dispenser. The results

corresponded to the study by Jira-arnon and Maneenut,¹ which found that placement of syringe-type resin composite into slot Class II cavity with a hand instrument created more void formation than dispensed from a capsule. This study extended the Class II cavity into two surfaces and the placement method of two bulks was different from the previous study. The placement of Group 2 in two-bulk with a hand instrument (Fig. 1) was modified from the studies of Bichacho²⁶ and Hassan and others.²⁷ This placement method provided an uninterrupted proximal surface. A smooth proximal surface was clinically desirable because it could be easily cleaned and could have less plaque accumulation. However, there were interfaces of resin composite at the occlusal cavity (Fig. 3) in which voids could be formed more than in one bulk placement (Fig. 2). Voids at the interfaces in the occlusal cavity could affect the restorations more than voids within the bulk of resin composites in terms of leakage, weakness and staining. The interface of the bulks of resin composite in this study was a vertical line in the occlusal cavity instead of a horizontal line in the proximal cavity. This means that voids could be formed wherever the interface was.

The study by Aggarwal and others found that the placement of flowable resin composite improved adaptation in the gingival floor of proximal cavities.⁶ More-

over, the study by Schmidlin and others found that the ultrasound application improved marginal adaptation in Class II cavities.⁹ An example of bulk-fill resin composite that used sonic energy to reduce the viscosity of resin composite for a short time and did not reduce filler by volume is SonicFill™ 2. The company claimed that SonicFill™ 2 had low viscosity to flow and had high viscosity to shape. The flowable properties could increase adaptation to the cavities. When the handpiece vibration stopped, this bulk-fill resin composite became higher viscosity.¹⁵ The results of this study also showed that one bulk placement with injectable dispenser and sonic-activated handpiece had voids especially at the cavity walls and line angles but significantly lower percentage of void formation than placement with hand instrument.

From the results of this study, some recommendations could be drawn to reduce void formation in Class II cavity restored with bulk-fill resin composite such as placement with an injectable dispenser or injectable dispenser and sonic-activated handpiece. During the placement, the dispensing tip should be above the deepest part of the cavity by 0.5 mm and the dispensing tip should be kept inside the resin composite during dispensing. However, in the case of using a syringe-type bulk-fill resin composite which is quite common in clinical practice, one bulk placement could reduce steps and the amount of void in the restoration.

Conclusion

With the limitations of this study, it could be concluded that different placement methods affected void formation in two-surface Class II cavity restored with bulk-fill resin composite. Placement with a hand instrument had a significantly higher void formation than placement with an injectable dispenser.

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 and Oral Biology Research Center, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University for their hospitality and valuable service.

References

1. Jira-arnon C, Maneenut C. Voids of bulk-fill resin composite restoration in class II cavity. *J Dent Assoc Thai* 2018;68(4):402-12.
2. Chaidarun S, Leevailoj C. Evaluation of voids in class II restorations restored with bulk-fill and conventional nanohybrid resin composite. *J Dent Assoc Thai* 2018;68(2):132-43.
3. Medlock JW, Zinck JH, Norling BK, Sisca RF. Composite resin porosity with hand and syringe insertion. *J Prosthet Dent* 1985;54(1):47-51.
4. Opdam NJM, Roeters JJM, Peters TCRB, Burgersdijk RCW, Teunis M. Cavity wall adaptation and voids in adhesive class I resin composite restorations. *Dent Mater* 1996;12(4):230-5.
5. Opdam NJM, Roeters JJM, Joosten M, Veeke OV. Porosities and voids in class I restorations placed by six operators using a packable or syringeable composite. *Dent Mater* 2002;18(1):58-63.
6. Aggarwal V, Singla M, Yadav S, Yadav H. Effect of flowable composite liner and glass ionomer liner on class II gingival marginal adaptation of direct composite restorations with different bonding strategies. *J Dent* 2014;42(5):619-25.
7. Samet N, Kwon KR, Good P, Weber HP. Voids and interlayer gaps in class 1 posterior composite restorations: a comparison between a microlayer and a 2-layer technique. *Quintessence Int* 2006; 37(10):803-9.
8. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42(4):439-49.
9. Schmidlin PR, Wolleb K, Imfeld T, Gyax M, Lussi A. Influence of beveling and ultrasound application on marginal adaptation of box-only class II (slot) resin composite restorations. *Oper Dent* 2007;32(3):291-7.
10. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013; 29(3):269-77.
11. McCabe JF, Ogden AR. The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials. *Dent Mater* 1987;3(1):9-12.
12. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater* 2004;20(6):535-42.

13. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* 2007;23(3):288-95.
14. 3M ESPE. Filtek™ One Bulk Fill Restorative technical product profile [cited 2021 Jul 6]. Available from: https://multimedia.3m.com/mws/media/1317671O/3m-filtek-one-bulk-fill-restorative-technical-product-profile.pdf&fn=Filtek%20One%20Bulk%20Fill%20Technical%20Product%20Profile_NA_R2.pdf.
15. Kerr. SonicFill™ 2 [cited 2021 Jul 6]. Available from: <https://www.kerrdental.com/download-center?search=sonicfill>.
16. 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.
17. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, *et al.* Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater* 2015;31(12):1542-51.
18. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42(8):977-85.
19. El-Damanhoury HM, Platt JA. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent* 2014;39(4):374-82.
20. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012;40(6):500-5.
21. Swain MV, Xue J. State of the art of micro-ct applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009;1(4):177-88.
22. Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH. Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-ct. *Dent Mater* 2016;32(1):e1-e7.
23. Kim HJ, Park SH. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-ct and its correlation with polymerization shrinkage. *Oper Dent* 2014;39(2):E57-E70.
24. Han SH, Park SH. Micro-ct evaluation of internal adaptation in resin fillings with different dentin adhesives. *Restor Dent Endod* 2014;39(1):24-31.
25. Hirata R, Pacheco RR, Caceres E, Janal MN, Romero MF, Giannini M, *et al.* Effect of sonic resin composite delivery on void formation assessed by micro-computed tomography. *Oper Dent* 2018;43(2):144-50.
26. Bichacho N. The centripetal build-up for composite resin posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6(3):17-23.
27. Hassan K, Mante F, List G, Dhuru V. A modified incremental filling technique for class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 1987;58(2):153-6.

Flexural Strength of Various Sizes and Weight of Silane-treated Alumina Reinforced Heat-polymerized Acrylic Resins

Duangjai Uraivichaikul¹, Issarawan Boonsiri¹, Kamolporn Wattanasirmit²

¹Department of Prosthodontics, College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathum Thani, Thailand

²Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The objective of this study was to evaluate the effects of 2.5%, 5%, and 10% by weight silane-treated nano-alumina and alumina reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. Seventy rectangular (65x10x3 mm³) (ISO standard 1567) heat-polymerized acrylic resins were fabricated and divided into seven groups according to the size and weight % of aluminum oxide reinforcement (n=10). The control group was an intact heat-polymerized acrylic resin group. The six experimental groups were reinforced with 2.5%, 5%, and 10% by weight silane-treated nano-aluminum oxide (20 nm) and aluminum oxide particles (50-70 µm). The specimens were tested for flexural strength using a three-point bending test. Independent *t*-test, One-way ANOVA and Tukey Honestly Significant Difference (HSD) were used for statistical analysis. The flexural strength of 10% by weight of silane-treated nano-alumina and silane-treated alumina reinforced groups (Groups NA3, A3) (111.36, 110.45 MPa) significantly increased compared to the control group (Group C) (99.25 MPa) ($p<0.05$), even though the flexural strength of 2.5% and 5% by weight of silane-treated nano-alumina and silane-treated alumina reinforced groups (Groups NA1, NA2, A1, A2) (101.00, 105.34, 99.27, 104.42 MPa) did not increase significantly compared to the control ($p>0.05$). Group NA3 showed the highest flexural strength compared to the control ($p<0.05$). Changing the percentage by weight of silane-treated aluminum oxide reinforcement affected the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. The flexural strength increased when 10% by weight of silane-treated nano-alumina and alumina fillers were added. Both silane-treated micro-sized and silane-treated nano-sized alumina can be used to reinforce the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins due to resembling the effect of increase in flexural strength.

Keywords: Acrylic resins, Flexural strength, Nano-alumina, Reinforcement, Silane-treated alumina

Received Date: May 25, 2021

Revised Date: Jun 18, 2021

Accepted Date: Jul 23, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.29

Correspondence to:

Duangjai Uraivichaikul, Department of Prosthodontics, College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathum Thani, 12000, Thailand.
Tel: 02-521-5031, 080-068-4400 Email: Duangjai.j@rsu.ac.th

Introduction

Polymethyl methacrylate (PMMA) is the most commonly used material to fabricate denture bases.¹ The popularity of PMMA is mainly due to various superior properties

such as biocompatibility, ease of processing, stability, low cost and esthetic properties.² However, several inferior physical and mechanical properties have prevented PMMA

from becoming an ideal denture base material. It has low thermal conductivity, a high coefficient of thermal expansion, relatively low modulus of elasticity, and its brittleness makes the material more susceptible to clinical failure.³ A variety of physical properties can be used to assess the strength of denture materials. The most common tests are impact strength, the ability of a material to resist a sudden high level force or “shock,” flexural strength, and the force needed to deform the material to fracture or irreversible yield. One of the desirable properties in denture base material is high impact stress, due to the risk of fracture that could happen if the patient drops their dentures. In order to achieve a longer clinical denture life, increasing the flexural strength may help resist torsional forces which can be found in the function of an acrylic resin denture base.⁴

Denture base fracture is considered the primary mode of clinical failure; up to 68 % of acrylic resin dentures break within a few years of fabrication.⁵ Denture wearers have to make a new denture or spend more money on repairing the old one but it does not last long. Therefore, to extend the longevity of acrylic resin dentures, several methods have been introduced to reinforce the material used for denture base fabrication, such as chemical modification to prepare high impact resin and mechanical reinforcement with glass fibers, sapphire whiskers, aramid fibers, carbon fibers, nylon polyethylene fibers and zirconia.⁶ An addition of glass fiber showed a higher impact strength and improved the flexural strength of PMMA.⁷ The current meta-analysis showed that the reinforcement of PMMA can considerably enhance both flexural strength and impact strength.⁸ Titanium, zirconia and nano-zirconia reinforcement also contributed to an increase in flexural and impact strength of PMMA.⁹⁻¹¹ A recent study showed that the reinforcement of nano-zirconia may improve the transverse strength of a repaired acrylic denture base.¹² The incorporation of 0.75% -ZrO₂ or 0.25% -SiO₂ into repair resin can increase the repair strength.¹³ However, the use of metal powder filler has caused the dentures to be unaesthetic. Ideally, metal powder should be incorporated into the resin and increase the strength without affecting other properties.

Furthermore, natural fibers can also be reinforced to increase the mechanical properties of PMMA. These natural fibers are plant-based and lignocellulose in nature. They are composed of lignin, pectin, cellulose, hemicelluloses and waxy substances. Natural fibers are placed in the weak areas of the denture and 90° to the fracture line. The fibers become stronger when they are placed in a unidirectional direction.¹⁴ A study conducted by Olewi *et al.*, demonstrated that pure PMMA specimens had a lower compressive strength than that of PMMA specimens reinforced with miswak or bamboo fibers.¹⁵

One of the materials that is commonly found in dental settings is aluminum oxide, which is commonly referred to as alumina. It possesses strong ionic interatomic bonding, giving rise to various desirable material characteristics. It can exist in several crystalline phases, which all revert to the most stable hexagonal alpha phase at elevated temperatures. This is the phase of particular interest for structural applications. Alpha phase alumina is the strongest and stiffest of the oxide ceramics. It has more hardness, excellent dielectric properties, refractoriness, and good thermal properties make it the material of choice for a wide range of applications in dentistry.^{6,16} Antimicrobial properties are considered a desirable characteristic that nanoparticles should possess. Aluminum oxide nanoparticles have a wide range of applications in the industry, and are also known to possess antimicrobial properties in a dental aspect. Alumina showed a mild bacterial growth-inhibitory effect, but only at very high concentrations.¹⁷ Other research showed that the antimicrobial properties of nanoparticles containing formulations were increased.¹⁸ The addition of 5% by weight aluminum oxide nanoparticles to acrylic resin also improved the thermal properties and transverse strength of acrylic resin, and at the same time decreased its water sorption and solubility.¹⁰ On the other hand, there was an increase in surface roughness of the acrylic resin, yet the surface roughness did not significantly change even though the concentration of aluminum oxide nanoparticles was increased.¹⁹

In addition, the reinforced particle shape affects the mechanical properties of PMMA. Elongated particles

are more efficient in improving the properties of acrylic resin than spherical particles.²⁰ There were various studies presenting the effect of particle size and percentage of concentration of particles on the flexural strength of acrylic resin. An addition of 10% by weight and 15% by weight of alumina powder to heat cure acrylic resin improved the flexural strength.²¹ Ten percent by weight of treated alumina particles sized 18-23 μm . resulted in a 23.86 % increase in flexural strength.²² One percent by weight of treated nanofillers of alumina increased 24 % of flexural strength.²³ Five percent by weight of 5-22 μm . untreated alumina particles improved flexural strength by 13.99 %.²⁴ One percent and 1.5% by weight nano- Al_2O_3 increased the flexural strength of the repaired denture.²⁵ Nanofillers are more effective than microfillers at lower concentrations. Moreover, studies demonstrated that the use of alumina particles treated with silane coupling agent leads to a significant increase in properties of acrylic resin as compared to untreated particles, as it improves the surface bonding of filler and resin matrix. Previously, a study presented that 10% by weight of treated particles with silane coupling agent 18-23 μm particles led to a 23.86 % increase in flexural strength whereas non-silanized resulted in a 5.46 % increase in the strength.²²

Therefore, this study aimed to evaluate the effect of 2.5%, 5%, and 10% by weight of silane-treated nano-aluminum oxide (20 nm.) and silane-treated aluminum

oxide (50-70 μm) reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. The null hypothesis was that there is no significant difference in flexural strength of heat-polymerized acrylic between micro-sized and nano-sized aluminum oxide reinforcement. Also, there is no significant difference in flexural strength of heat-polymerized acrylic among different weight percentages of aluminum oxide particles. Lastly, there was no significant difference in flexural strength of heat-polymerized acrylic amongst the various sizes, volumes of aluminum filler and the control group.

Materials and methods

Seventy ($65 \times 10 \times 3 \text{ mm}^3$)²⁶ (ISO standard 1567) PMMA specimens were fabricated from heat polymerization (Meliodent Heat Cure, KULZER MITSUI Chemicals group, Heraeus Kulzer GmbH, Tokyo, Japan). All specimens were prepared using a heavy-body condensation silicone mold made of rectangular custom-made acrylic blocks. Pink wax was melted and placed into the silicone mold, where glass slides were used to control the thickness of the rectangular wax pieces. The rectangular wax pieces were invested in a metal flask with dental stone. After setting the dental stone, the flasks were placed in a scalding unit for wax boil-out (100°C, 5 minutes), leaving the rectangular shaped mold cavity in the dental stone, which was used as a matrix for the fabrication of specimens. A separating medium was applied to the stone mold.

Table 1 Materials used in this study

Materials	Use of materials	Compositions	Manufacturer
Heat cured acrylic resins	Denture base processing	Powder: 95% PMMA, 4% plasticizer, 1% benzoyl peroxide Liquid: 90% MMA, 10% dimethacrylate, catalyst	Meliodent KULZER MITSUI Chemicals group, Heraeus Kulzer GmbH, Tokyo, Japan
320-grit silicon carbide paper	Finishing and polishing	C 0.07%, SiC 93.9%, Fe_2O_3 0.64%, Si 0.79%, Al_2O_3 0.25%, CaO 0.20%, SiO_2 4.11%	TOA Paint Public Company Limited, Thailand
Silane coupling agent (MPS)	Silanization	1% 3- methacryloxypropyl trimethoxysilane ethanol/water-based solvent, acetic acid	KBM 503, Shin-Etsu Chemical, Tokyo, Japan
Alumina particles with diameters ranged from 50-70 μm	Reinforcement	Al_2O_3 95%, SiO_2 0.72% Fe_2O_3 1.00%, TiO_2 3.00% CaO 0.30%	Kepler International, Thailand
Nano-alumina particles with diameter 20 nm	Reinforcement	Al_2O_3 , gamma, 99%, 20 nm	US Research Nanomaterials, Inc., Houston USA

1. Specimen preparation

All heat-polymerized PMMA specimens were divided into seven groups: one control group (intact heat

polymerized specimens) and six experimental groups (addition of nano-alumina and alumina powder) as shown in Table 2.

Table 2 Experimental groups and coding according to reinforcement material used for reinforcing process

Group code	Reinforcement material used for reinforcing process
C	Intact heat-polymerized acrylic resin specimens (control)
NA1	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 2.5% by weight silane-treated nano-aluminum oxide particles (20 nm)
NA2	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 5% by weight silane- treated nano-aluminum oxide particles (20 nm)
NA3	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 10% by weight silane- treated nano-aluminum oxide particles (20 nm)
A1	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 2.5% by weight silane- treated aluminum oxide particles (50-70 µm)
A2	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 5% by weight silane- treated aluminum oxide particles (50-70 µm)
A3	Heat-polymerized acrylic resin reinforced with 10% by weight silane- treated aluminum oxide particles (50-70 µm)

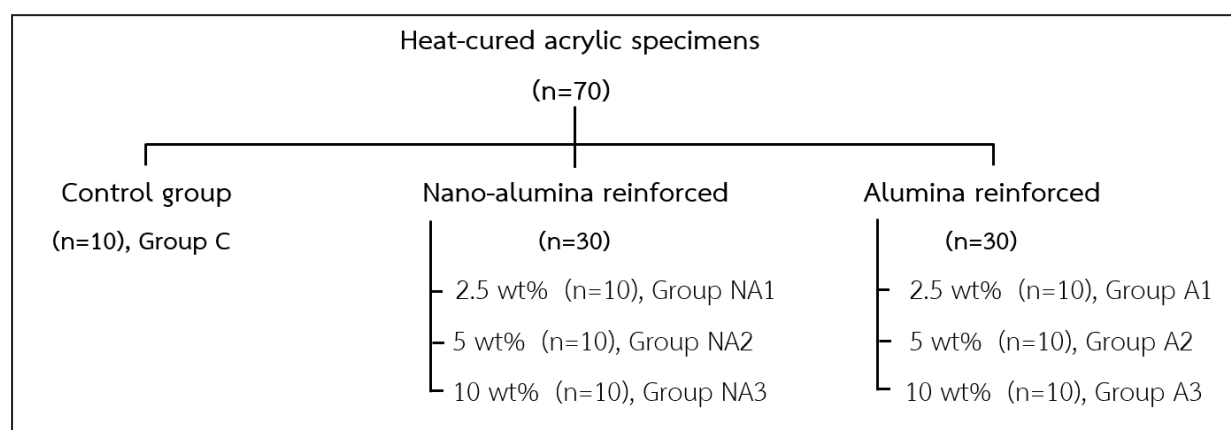


Figure 1 Sample groups

Aluminum oxide particles (50-70 µm) (Kepler international co., LTD Thailand) and nano-aluminum oxide particles (20 nm) (US Research Nanomaterials, Inc., Houston, USA) were pre-weighed into 2.5%, 5%, and 10% by weight of heat-polymerized acrylic resin particles using

an electronic weighing machine. Then, 0.1% silane coupling agent MPS (3-methacryloxy propyl trimethoxysilane) (KBM 503, Shin-Etsu Chemical, Tokyo, Japan) was measured using a micropipette (10-100 µl size, SCILAB) according to Arkle's equation ²⁷:

$$\text{Amount of silane (g)} = \frac{\text{Amount of filler (g)} \times \text{surface area (m}^2\text{/g)}}{\text{Minimum coating area of silane coupling agent (m}^2\text{/g)}}$$

Silane was used to coat the preweighed aluminum oxide particles using a microbrush and a one-minute waiting drying time. Then, preweighed 2.5%, 5%, and 10% by weight aluminum oxide particles and nano-aluminum oxide powder with resin polymer powder (50 mg) was

mixed using a magnetic stirrer (IKA C-MAG HS7), in order to achieve an equal distribution of particles and uniform consistency.²⁸ Packing and processing of specimens were done according to the manufacturer's instructions. The upper and lower flasks were closed and maintained under

200 lb of compression for 30 minutes. The flasks were removed from the hydraulic pressure and cooled over the bench for 150 minutes. The curing procedure was processed by placing the flasks in the water bath at 71°C for nine hours.³ Flasks were allowed to cool to room temperature overnight before opening and deflasking. The specimens were removed from the mold, finished,

and polished with 320-grit silicon carbide paper (TOA Paint Public Company Limited, Thailand) using a polishing machine (Whip Mix Corporation, Kentucky, USA). The polished specimens of each group are shown in Figure 2. The specimens were later stored in an incubator at 37°C for two days before flexural strength testing.²⁹



*Figure 2 Polished heat-polymerized acrylic resin specimen of each group (65*10*3 mm³)*

2. Flexural strength testing

Before flexural strength testing, the thickness, width, and length of each specimen were examined for accuracy by using a digital micrometer (minimum reading: 0.001 mm, Digimatic Micrometer Mitutoyo Corp., Kanagawa, Japan). Hence, the midpoint in length of each specimen was determined and marked. The flexural strength of the specimens were determined by using a three-point bending testing device in a universal testing machine (EZ test, Shimadzu, Japan). The device is composed of a loading wedge and a pair of adjustable supporting wedges placed 50 mm. apart. The specimens were centered on the device in such a way that the loading wedge, (with a set crosshead speed of 5 mm/min), engaged the center of the upper surface of the specimens. Specimens were loaded until fracture occurred. Flexural strength was calculated using the following equation ²⁹:

$$S = 3Pl/2bd^2$$

S is the flexural strength (N/mm²), P is the fracture load (N), l is the distance between the supporting wedges

(mm), b is the specimen width (mm), and d is the specimen thickness (mm).

3. Visual surface analysis

A scanning electron microscope (FEI QUANTA 200, FEI Company, Oregon, USA) was used to visualize the surface topography and examine the filler distribution in the polymer matrix of the control and experimental specimens. It was also used to analyze the mode of failure of each experimental specimen. Definitions of each mode of failure is described in the following sentences: Adhesive failure means that fracture occurs between the interface of silane-treated aluminum oxide particles and PMMA. Cohesive failure means that fracture occurs between PMMA and PMMA. Mixture of adhesive and cohesive failure means that fracture occurs between the interface of the silane-treated aluminum oxide particles and PMMA (adhesive failure) and between PMMA and PMMA (cohesive failure). One sample from each group was coated with gold by Gold Coater Jeol Model JFC-1200 and visualized at 200-1500x magnification. An attempt was made to focus

on a presenting area and adjustment of the higher magnification while remaining on the same area was also done.

4. Statistical analysis

Data analysis was performed using SPSS software version 23, SPSS Inc, IRM corp, Chicago IL, USA at 95% confidence of level. A p -value ≤ 0.05 was significantly considered. After obtaining results from the experiment, it was used to test for normality using the Sharpiro-Wilk test as the degree of freedom of each group which was less than 50. The results were well-modeled by normal distribution and parametric statistical tests were done.

The first hypothesis focused on a single independent variable: size of particles, which was further divided into two sets of data, including the nano-aluminum oxide (20 nm) reinforced group and the aluminum oxide (50-70 μm) reinforced group. The single dependent variable was the value of flexural strength. An independent t -test was done in order to compare means of flexural strength between the two groups. An independent t -test is an inferential statistical test that determines whether there was a statistically significant difference between the means in two unrelated groups.

The second and third hypotheses were analyzed using One-way ANOVA, as there were seven sets of data,

a single independent variable, and one dependent variable. Afterwards, the Post-Hoc or Multiple Comparison test was used to determine which of the paired means amongst a set of means was significantly different from the rest. Tukey's Honestly Significant Difference (HSD) test was chosen for pair-wise comparison due to the equal number of sample sizes in each set of data.

Results

As shown in Figure 3, in the investigation of the effect of the size of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin, the null hypothesis was accepted. Changing the size of reinforced alumina, between nano-aluminum oxide fillers (20 nm) and aluminum oxide fillers (50-70 μm), did not significantly affect the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin. The mean flexural strength of nano-alumina and alumina filler reinforcement were 106.20 MPa and 104.71 MPa, respectively. Although the mean flexural strength of the nano-aluminum oxide reinforced groups (Groups NA1, NA2, NA3) was higher than that of the aluminum oxide reinforced groups (Groups A1, A2, A3) with a mean difference of 1.49 MPa, the difference was not shown to be statistically significant ($p=0.484$)

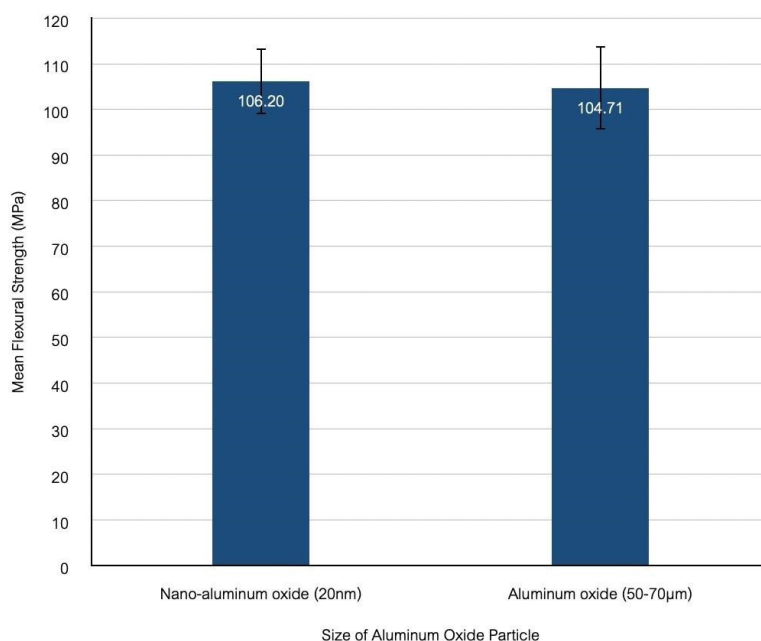


Figure 3 The effect of size of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin

As shown in Table 3, in investigating the effect of weight % of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin, the alternate hypothesis was accepted. There was a significant difference between the flexural strengths of heat-polymerized acrylic resin that resulted from different weight % of fillers reinforced. The mean flexural strength of 10% particle reinforced group (Group NA3, A3) was 5.57 MPa and 10.77 MPa higher than that of the 5% and 2.5% particle reinforced groups (Group NA2, A2 and Group NA1, A1) respectively, which appeared to be statistically significant ($p=0.038$, $p=0.000$). Although the mean flexural strength of the 5% particle reinforced group (Group NA2, A2) was 5.20 MPa higher than that of the 2.5% particle reinforced group (Group NA1, A1), the difference was not statistically significant ($p=0.056$).

As shown in Table 4, in the investigation of the effect of size, weight %, and absence of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin, the alternate hypothesis was accepted. There was a significant difference between the flexural strengths of heat-polymerized acrylic resin that resulted from various sizes, weight % of aluminum filler reinforced and control groups. The highest flexural strength of heat-polymerized acrylic resin was presented in 10% by weight of the nano-aluminum oxide group (Group NA3), followed by 10% by weight of the aluminum oxide group (Group A3), with a mean flexural strength of 111.36 MPa and 110.45 MPa. The mean flexural strength of 10% by weight of the nano-aluminum reinforced group (Group A3) was higher than 2.5% by weight of the nano-aluminum oxide (Group NA1), 2.5% by weight of the aluminum oxide (Group A1) and the control group (Group C) by 10.36 MPa, 12.09 MPa and 12.11 MPa, respectively. Likewise, the flexural strength of 10% by weight of the aluminum oxide reinforced group (Group A3) was higher than 2.5% by weight of the nano-aluminum reinforced group (Group NA1), 2.5% by weight of the aluminum oxide (Group A1) and the control group (Group C) by 9.45 MPa, 11.18 MPa and 11.19 MPa, respectively. The mean flexural strengths of both 10% by weight reinforced groups (Groups

NA3, A3) were significantly higher than both 2.5% by weight of the reinforced groups (Groups NA1, A1) and the control group (Group C) ($p=0.018$, $p=0.03$). However, the mean flexural strengths of both groups (Groups NA3, A3) were not significantly different from each other, with a mean difference of 0.91 MPa ($p=1.000$). The lowest flexural strength was presented in the control group (Group C), followed by 2.5% by weight of the aluminum oxide group (Group A1), and 2.5% by weight of the nano aluminum oxide group (Group NA1), with a mean flexural strength of 99.25 MPa, 99.27 MPa, and 101.00 MPa, respectively. The aforesaid groups did not show a statistically significant difference among each other ($p=1.000$, $p=0.997$). In addition, the flexural strength of 5% by weight of the nano-aluminum and 5% by weight of the aluminum oxide reinforced groups (Group NA2, A2) were not significantly different from the control group nor any of the five experimental groups.

As shown in Figure 4, results of the SEM study showed that the aluminum oxide particles in all reinforced specimens were widely and evenly distributed within the resin matrix. The presence of reinforced particles also increased as the weight percentage of reinforcement increased. However, the SEM images showed that the shape of aluminum oxide particles varied between the nano-sized particles (NA1, NA2, NA3) and micro-sized particles (A1, A2, A3). The micro-sized aluminum oxide particles were irregular in shape, yet the nano-sized aluminum oxide particles were spherical in shape. SEM images shown in Figure 5 were taken from the fractured surface of nano-aluminum oxide reinforced specimens. The aforesaid images revealed that a mode of failure for the specimens was a mixture of cohesive and adhesive failures. Fracture occurred between the interface of silane-treated aluminum oxide particles and PMMA (adhesive failure) and between PMMA and PMMA (cohesive failure). Mode of failure of each group of all specimens was presented in Table 5. A control group (Group C) experienced 100 % cohesive failure, whereas the other experimental groups (Groups A1, A2, A3, NA1, NA2, and NA3) experienced a mixture of 100 % cohesive and 100 % adhesive failures.

Table 3 The effect of percentage by weight of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin

Weight % of aluminum oxide particle [I]	Mean flexural strength (MPa)	Standard deviation	Mean difference (p-value) [J]		
			2.5%	5%	10%
2.5%	100.14 ^a	5.94		-5.20 (.056)	-10.77 (.000*)
5%	105.34 ^a	7.03	5.20 (.056)		-5.57 (.038*)
10%	110.90 ^b	7.86	10.77 (.000*)	5.57 (.038*)	

ANOVA analysis and Post-hoc Tukey test were used for comparison of mean flexural strength (MPa) of 2.5 wt %, 5 wt %, and 10 wt % filler reinforced groups.

Mean difference was calculated from [I]-[J]

* p-value less than 0.05 was considered to be statistically significant.

*The letter "b" superscript meant significant difference between groups (p<0.05).

Table 4 The effect of size, percentage by weight, and absence of aluminum oxide particle reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin

Weight % and size of aluminum oxide particle [I]	Mean flexural strength (MPa)	Standard deviation	Mean difference (p-value) [J]						
			Group C	Group NA1	Group NA2	Group NA3	Group A1	Group A2	Group A3
Group C	99.25 ^a	3.94		-1.75 (-.997)	-7.00 (.255)	-12.10 (.003*)	-0.02 (1.000)	-5.17 (.615)	-11.19 (.008*)
Group NA1	101.00 ^a	5.72	1.75 (.997)		-5.25 (.596)	-10.36 (.018*)	1.73 (.997)	-3.42 (.917)	-9.45 (.041*)
Group NA2	106.25 ^a	6.02	7.00 (.255)	5.25 (.596)		-5.10 (.629)	6.99 (.257)	1.84 (.996)	-4.19 (.808)
Group NA3	111.36 ^b	6.26	12.11 (.003*)	10.36 (.018*)	5.10 (.629)		12.09 (.003*)	6.94 (.265)	0.91 (1.000)
Group A1	99.27 ^a	6.34	.018 (1.000)	-1.73 (.997)	-6.99 (.257)	-12.09 (.003*)		-5.14 (.619)	-11.18 (.008*)
Group A2	104.42 ^a	8.13	5.17 (.615)	3.42 (.917)	-1.84 (.996)	-6.94 (.265)	5.15 (.619)		-6.03 (.431)
Group A3	110.45 ^b	9.50	11.19 (.008*)	9.45 (.041*)	4.19 (.808)	-9.110 (1.000)	11.18 (.008*)	6.03 (.431)	

ANOVA analysis and Post-hoc Tukey test were used for comparison of mean flexural strength (MPa) of 2.5 wt %, 5 wt %, and 10 wt % filler reinforced groups.

* p-value less than 0.05 was considered to be statistically significant.

*The letter "b" superscript meant significant difference between groups (p<0.05).

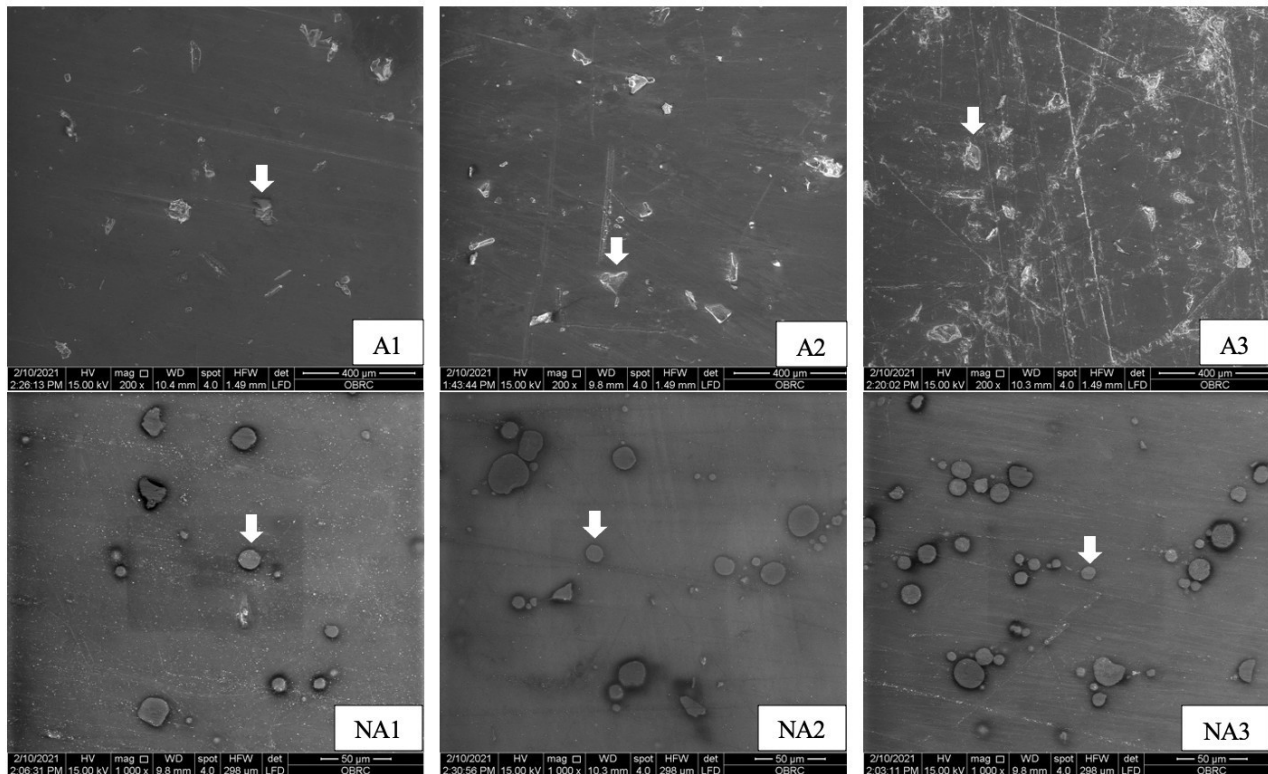


Figure 4 Scanning electron microscope images of PMMA specimens. The white arrow indicates the reinforced particle. A1: polished surface of 2.5% alumina reinforced PMMA specimen (200x magnification), A2: polished surface of 5% alumina reinforced PMMA specimen (200x magnification), A3: polished surface of 10% alumina reinforced PMMA specimen (200x magnification), NA1: polished surface of 2.5% nano-alumina reinforced PMMA specimen (1000x magnification), NA2: polished surface of 5% nano-alumina reinforced PMMA specimen (1000x magnification), NA3: polished surface of 10% nano alumina reinforced PMMA specimen (1000x magnification)

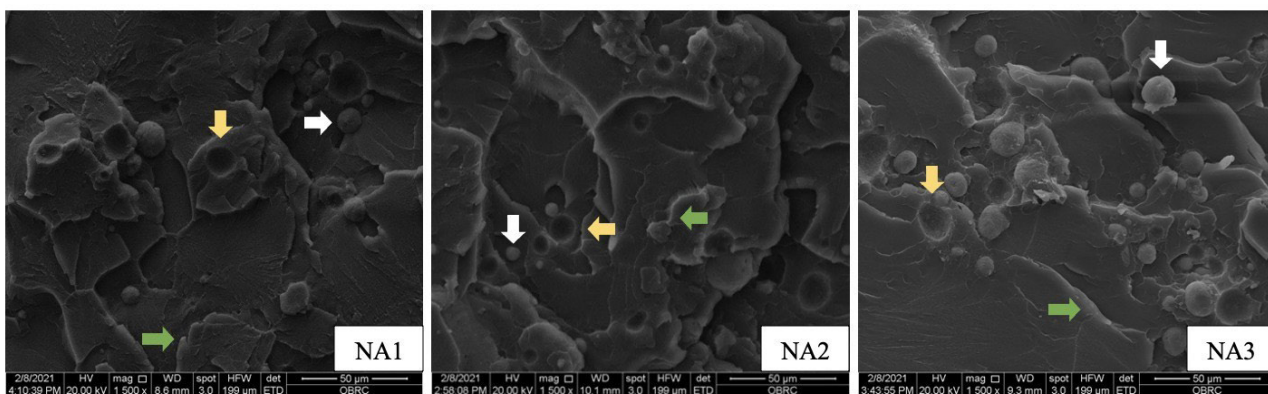


Figure 5 Scanning electron microscope images of poly-methylmethacrylate (PMMA) specimens. The white arrow indicates the reinforced particle, the yellow arrow indicates the area that reinforced particle diminished and area of adhesive failure, and the green arrow indicates area of cohesive failure. NA1: fractured surface of 2.5% nano-alumina reinforced PMMA specimen (1500x magnification), NA2: fractured surface of 5% nano-alumina reinforced PMMA specimen (1500x magnification), NA3: fractured surface of 10% nano alumina reinforced PMMA specimen (1500x magnification)

Table 5 Mode of failure of each group of all specimens

Group	n (specimens)	Adhesive	Cohesive	Mixed
C	10	0%	100%	0%
A1	10	0%	0%	100%
A2	10	0%	0%	100%
A3	10	0%	0%	100%
NA1	10	0%	0%	100%
NA2	10	0%	0%	100%
NA3	10	0%	0%	100%

Discussion

The present study investigated the effects of 2.5% by weight, 5% by weight, and 10% by weight of silane-treated nano-aluminum oxide (Al_2O_3) particles and aluminum oxide particles reinforcement on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin denture base. A previous study reported that the ultimate flexural strength of a material reflects its potential to resist catastrophic failure under a flexural load³⁰. Thus, flexural strength was chosen as the independent factor in this study.

Many studies in the past have shown that the reinforcement of PMMA with various types of fibers and fillers such as polyaramid fibers, carbon fibers, glass fibers, ultra high modulus polyethylene fibers, metal powders, zirconia oxide, and sapphire whiskers, improved its mechanical properties.^{4,9,31,32} Ceramic filler is more preferable for reinforcement of acrylic resins than metal filler due to its low density. For instance, the density of sapphire (3.99 g/cm^3) is considerably less than that of Co (8.9) and Cr (7.1), therefore the light weight of acrylic resin denture bases is retained. Furthermore, these ceramic powders have the advantage of being white, so they are less likely to alter the finished appearance of the denture base material than metal powders.⁴ Moreover, previous studies demonstrated an increase in flexural strength by adding metal oxides (alumina, tin, silver and zirconia) and sapphire whiskers.^{4,9,33} An addition of alumina improves the properties of acrylic resin. For example, an increase in thermal conductivity

results from alumina reinforcement on PMMA.³⁴ Also, reinforcing PMMA with alumina leads to higher flexural strength, impact strength, compressive strength, tensile strength, and surface hardness of the acrylic resin.^{4,9,33,35} A previous study reported that current silane coupling agents promote the bonding of resin composite to dental restorative materials.³⁶ Also, the addition of 3-(trimethoxysilyl) propyl methacrylate in hydroxyapatite (HA) reinforced poly methyl methacrylate (PMMA) could improve the mechanical properties by strengthening the chemical bonding and increasing mechanical interlocking between HA and PMMA.³⁷ Therefore, the application of silane on nano-alumina and alumina surface prior to being reinforced in heat cure acrylic resins was used in the study.

The result of the study demonstrated that the flexural strength of heat-polymerized acrylic resin significantly increased after the incorporation of 10% by weight of silane-treated nano-alumina and alumina particles ($p < 0.05$). A reasonable explanation was that there was proper distribution and bonding of the filler within the matrix. Similarly, Chaijareenont P. *et al* presented that 10% by weight of treated particles with silane coupling agent 18-23 μm particles led to a 23.86 % increase in flexural strength.²⁵ In addition, 10% and 15% by weight of aluminum fillers which were added in the denture bases caused an increase in flexural strength.^{4,21} Although increase in weight % of alumina results in improvement of flexural strength of

acrylic, the enhancing of void formation may occur. In the present study, aluminum oxide particles were pretreated with silane, which significantly improved the bond strength of alumina particles to PMMA. Therefore, the chances of void formation were reduced and flexural strength significantly improved in higher weight % reinforced groups, specifically 10% by weight alumina reinforced groups.²⁹

Increased flexural strength can also be explained via the phenomenon of transformation. Al_2O_3 is found in many crystalline phases, and all filler particles revert to the most stable hexagonal alpha phase at elevated temperatures. Its structural application is interesting.⁴ Transformation phenomenon occurs and reduces crack propagation when enough stress develops and microcracks begin to propagate. As a consequence, proper distribution of the filler within the matrix is able to stop or deflect cracks.³⁸ SEM examination of specimens reinforced with 2.5%, 5% and 10% by weight of silane-treated nano-aluminum oxide (Al_2O_3) particles and aluminum oxide particles showed a wide, equal distribution of oxide particles within the resin matrix (Fig. 6). Similarly, Vojdani M, *et al* presented that specimens added with 2.5% by weight of aluminum oxide have even distribution from the SEM evaluation. It confirmed that the technique of mixing particles using a magnetic stirrer is acceptable and reliable. A reasonable explanation was that using the magnetic stirrer provided uniform consistency and reduced human errors.²⁸ In addition, the SEM examination of the fractured surface of specimens revealed that the mode of failure for most specimens was a mixture of cohesive and adhesive failure. Fracture was found between the interface of silane-treated aluminum oxide particles and PMMA (adhesive failure), and between PMMA and PMMA (cohesive failure). It could be explained that aluminum oxide reinforced particles were evenly distributed in resin specimens, so most of the fractured areas were a mixture of cohesive and adhesive failure. There was hardly any adhesive failure.

One of the limitations of this study was that material fatigue by thermocycling in water or artificial saliva with or without reinforcement was not carried out to predict

the success of material in a clinical environment, as the study was conducted in an in vitro setting. Moreover, although specimens were preselected using an exclusion criteria to reject specimens with surface voids, PMMA has the tendency to generate submicrometer voids.³⁹ Therefore, fracture resistance of specimens may be affected by void formations located within the specimens. Another limitation of this study was that the SEM images revealed that nano-sized aluminum oxide particles and micro-sized aluminum oxide particles showed a difference in shape. The nano-aluminum oxide particles were spherical in shape, however the micro-sized aluminum oxide particles were irregular in shape. Thus, the micro-sized aluminum oxide particles were a range whereas the nano-sized aluminum oxide particles were more discrete. The difference in shape of aluminum particles resulted from the preparation method. A controlled manner by means of surface tension changed the shape of aluminum particles from a spattered to spherical one. Surface tension also resulted in alteration of the particle-size distribution.⁴⁰ Even though change in color of alumina reinforced specimens was not obvious, it was better to use in invisible denture areas such as lingual flange of lower dentures or the palatal area of upper dentures because discoloration and opacity of PMMA particularly could happen when added at high concentration.^{23,41}

Micro-sized alumina particles (50-70 μm) is one of the compositions of sandblast used in a dental field. They can be used to reinforce the denture base in order to improve the flexural strength of the denture base because it is available and inexpensive. Enhancing flexural strength could promote the long-term clinical success of the prosthesis and patient satisfaction. However, further research is required to examine cytotoxicity, aging effect and physical properties such as color and surface roughness of these reinforced denture base materials before clinical application. Also, other mechanical properties of nano-alumina or alumina reinforced acrylic resin such as thermal conductivity and impact strength should be considered.

Conclusion

Based on the mentioned results and the limitations, the following was concluded.

1. Changing the weight % of silane-treated alumina reinforced and influenced the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. Reinforcement with silane-treated nano-alumina and silane-treated alumina on heat-polymerized acrylic resins improved the flexural strength of the acrylic resins only when used in an adequate amount (10% by weight).

2. Modifying the particle size (micro-sized and nano-sized) of silane-treated alumina reinforcement generated an indifferent effect on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. The effect was an improvement in the flexural strength of the resins.

References

- Power F, Craig R, Wataha J: Dental Materials, Properties and Manipulation (ed 8). St Louis, MO, Mosby, 2003.
- Alla RK, Swamy KN, Vyas R, Konakanchi A. Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I – Overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci* 2015;1(4):82-9.
- Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials (ed 14). St Louis, MO, Mosby, 2018.
- Ellakwa AE, Morsy MA, El-sheikh AM. Effect of Aluminum oxide addition on the Flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont* 2008;17(16):439-44.
- Johnston EP, Nicholls JI, Smith DE. Flexural fatigue of 10 commonly used denture base resins. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):478-83.
- Arora P., Singh S.P., Arora V. Effect of Alumina Addition on Properties of Poly methyl methacrylate - A comprehensive review. *Int J Biotech Trends Technol* 2015;5(1):7-12.
- Moreno MV, Acosta-Torres LS, Barcel O-Santana FH, Vanegas-Lanc RD, Plata-Rodríguez ME, Casta VM. Fiber-reinforced nano-pigmented poly (methyl methacrylate) as improved denture base. *J Appl Polym Sci* 2012;126:289–296.
- Somani MV, Khandelwal M, Punia V, Sharma V. The effect of incorporating various reinforcement materials on flexural strength and impact strength of polymethylmethacrylate: A meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc* 2019;19(2):101-112.
- Asar NV, Albayrak H, Korkmaz T, Turkyilmaz I. Influence of various metal oxides on mechanical and physical properties of heat-cured poly methyl methacrylate denture base resins. *J Adv Prosthodont* 2013;5(3):241-7.
- Safi IN. Evaluation the effect of nano-fillers (TiO₂, AL₂O₃, SiO₂) addition on glass transition temperature, E-Modulus and coefficient of thermal expansion of acrylic denture base material. *J Bagh Coll Dent* 2014;26(1):37–41.
- Zhang XJ, Zhang XY, Zhu BS, Qian C. Effect of nano ZrO₂ on flexural strength and surface hardness of polymethylmethacrylate. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2011;20:358–363.
- Gad M, ArRejaie AS, Abdel-Halim MS, Rahoma A. The Reinforcement Effect of Nano-Zirconia on the Transverse Strength of Repaired Acrylic Denture Base. *Int J Dent* 2016;2016:7094056.
- Abushowmi T, Alzaher Z, Almaskin D, Qaw M, Abualsaud R, Akhtar S, et al. Comparative Effect of Glass Fiber and Nano-Filler Addition on Denture Repair Strength. *J Prosthodont* 2020;29(3):261-8.
- Prajwala N, Kumar CR, Sujesh M, Rao DC, Pavani L. Denture base reinforcing materials - A review. *IP Ann Prosthodont Restor Dent* 2020;6(2):52-9.
- Olewi JK, Salih SI and Fadhil HS. Study Compression and Impact Properties of PMMA Reinforced by Natural Fibers Used in Denture. *ETJ* 2018;36:652-5.
- Hamad Q.A. Investigation some mechanical properties of self cured PMMA resin reinforced by different types of nanoparticles. *IQJMME* 2017;17(3):585-598.
- Abdulkareem MM, Hatim NA. Evaluation the biological effect of adding Aluminum Oxide, Silver nanoparticles into microwave treated PMMA powder. *IJERSTE* 2015;10(3):172-178.
- Acosta-Torres LS, López-Marín LM, Núñez-Anita RE, Hernández-Padrón G, Castaño VM. Biocompatible Metal-Oxide Nanoparticles: Nanotechnology Improvement of Conventional Prosthetic Acrylic Resins. *JNM* 2011;2011:941561.
- Kul E, Aladag LI, Yesildal R. Evaluation of thermal conductivity and flexural strength properties of poly(methyl methacrylate) denture base material reinforced with different fillers. *J Prosthet Dent* 2016;116(5):803-10.
- Ben Hasan SA, Dimitrijevic MM, Kojovic A, Stojanovic DB, Duricic KO, Heinemann RMJ, et al. The effect of the shape and size of alumina nanofillers on the mechanical behaviour of PMMA matrix composites. *J Serb Chem Soc* 2014;79(0):1-18.
- Dhole RI, Srivatsa G, Shetty R, Huddar D, Sankeshwari B, Chopade S. Reinforcement of Aluminum Oxide Filler on the Flexural Strength of Different Types of Denture Base Resins: An *In vitro* Study. *J Clin Diagn Res* 2017;11(4):ZC101-4.
- Chaijareenont P, Takahashi H, Nishiyama N, Arksornnukit M. Effect of different amounts of 3-methacryloxypropyltrimethoxy silane

on the flexural properties and wear resistance of alumina reinforced PMMA. *Dent Mater J* 2012;31:623-8.

23. Jasim BS, Ismail IJ. The effect of silanized alumina nanofillers addition on some physical and mechanical properties of heat cured polymethylmethacrylate denture base material. *J Bagh Coll Dentistry* 2014;6(2):18- 23.

24. Saritha M.K., Shivamurthy Shadakshari, Nandeeshwar D.B, Shivsagar Tewary. An *in vitro* study to investigate the flexural strength of conventional heat polymerized denture base resin with addition of different percentages of aluminum oxide powder. *Asian J Med Clin Sci* 2012;1(2):80-5.

25. Mohammed M. Gad, Ahmad M. Al-Thobity. The impact of nanoparticles-modified repair resin on denture repairs: a systematic review. *Jpn Dent Sci Rev* 2021;57:46-53.

26. International Organization for Standardization. Specification 1567: Denture Base Polymers (ed 2). Geneva, Switzerland, 1988.pp. 1-9.

27. Arkles B. Silane coupling agent chemistry. Pennsylvania: Petrarch Systems Catalogue; 1987.p. 59.

28. Alhotan A, Yates J, Zidan S, Haider J, Silikas N. Flexural Strength and Hardness of Filler-Reinforced PMMA Targeted for Denture Base Application. *Materials* 2021;14:2659.

29. Vojdani M, Bagheri R, Khaledi A. Effects of aluminum oxide addition on the flexural strength, surface hardness, and roughness of heat-polymerized acrylic resin. *J Dent Sci* 2012;7(3):238-44.

30. Arnold AM, Vargas MA, Shaull KL, Laffoon JE, Qain F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent* 2008;100:47-51.

31. Yadav P, Mittal R, Sood VK, Garg R. Effect of incorporation of silane-treated silver and aluminum microparticles on strength and thermal conductivity of PMMA. *J Prosthodont* 2012;21:546-551.

32. Raszewski Z, Nowakowska D. Mechanical properties of hot

curing acrylic resin after reinforced with different kinds of fibers.

Int J of Biomed Mater Research 2013;1(1):9-13.

33. Arora N, Jain V, Chawla A, Mathur VP. Effect of addition of sapphire (Aluminum oxide) or silver fillers on the flexural strength, thermal diffusivity and water sorption of heat—polymerized acrylic resins.

Int J Prosthodont Restorat Dent 2011;1:21-27.

34. Yadav NS, Elkawash H. Flexural strength of denture base resin reinforced with aluminum oxide and processed by different processing techniques. *J Advan Dent Res* 2011;2:33-36.

35. Zhang X, Zhang X, Zhu B, Lin K, Chang J. Mechanical and thermal properties of denture PMMA reinforced with silanized aluminum borate whiskers. *Dent Mater J* 2012;31:903-908.

36. Ying C, Lung K, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater* 2012;28(5):467-77.

37. Tham WL, Chow WS, Ishak ZAM. The effect of 3-(trimethoxysilyl) propyl methacrylate on the mechanical, thermal, and morphological properties of poly(methyl methacrylate)/hydroxyapatite composites. *J Appl Polym Sci* 2010;118:218-28.

38. Ayad NM, Badawi MF, Fatah AA. Effect of Reinforcement of High impact acrylic resin with zirconia on some physical and mechanical properties. *Rev Clin Pesq Odontol* 2008;4:145-51

39. Day D, Gu M. Formation of voids in a doped poly methyl methacrylate polymer. *App Phys Lett* 2002;80:2404-6.

40. Skalon M, Hebda M, Buzolin R, Pottlacher G, Mitsche S, Sommitsch C. Preparation Method of Spherical and Monocrystalline Aluminum Powder. *Metals* 2019;9(3):375.

41. Gad M, Fouda S, Al-Harbi F, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: A review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Inter J Nanomedicine* 2017;12:3801-12.

ผลของการแปรงฟันต่อความหยาบและความมันเงาพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิต

Effect of Tooth Brushing on Surface Roughness and Gloss of Nano Composites

ณิชภา ธนาตลพิจิต¹, ชัยวัฒน์ มณีบุญ¹, ปาจารย์ สุนทรสวัสดิ์¹, พลิกา เหลืองเรืองรอง¹

Nichapa Thanadolpijit¹, Chaiwat Maneenut¹, Pacharee Soonthornsawad¹, Palika Luangruangrong¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

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

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความหยาบและความมันเงาพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิตก่อนและหลังการจำลองการแปรงฟันด้วยระยะเวลาที่แตกต่างกัน โดยเตรียมชิ้นตัวอย่างวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (ฟิลเทกแซต350เอ็กซ์ที[®]) นาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส[®]) และ ซีแรมเอ็กซ์สเฟียร์เทควินยูนิเวอร์ซัล[®]) และไจโอเมอร์ (เบิวติฟิฟิล[®]) ผลิตภัณฑ์ละ 10 ชิ้น ขัดผิวด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมินัมออกไซด์ (ซอฟเพล็กซ์[®]) นำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวเริ่มต้นด้วยเครื่องโปรไฟล์มิเตอร์ชนิดสัมผัส และวัดความมันเงาเริ่มต้นด้วยเครื่องไมโครกลอสมิเตอร์ จากนั้นนำชิ้นตัวอย่างทุกกลุ่มไปผ่านการจำลองการแปรงฟัน 10,000 รอบ 20,000 รอบ และ 40,000 รอบ ตามลำดับ เมื่อครบจำนวนรอบที่กำหนดนำชิ้นตัวอย่างทั้งหมดมาวัดค่าความหยาบ ค่าความมันเงาพื้นผิว และสุ่มเลือกชิ้นตัวอย่าง 2 ชิ้น จากทุกกลุ่มไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด นำข้อมูลไปวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง เมื่อมีการวัดซ้ำและการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูเคย์ กำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 ผลการศึกษาพบว่า เมื่อผ่านกระบวนการแปรงฟันวัสดุทุกผลิตภัณฑ์มีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยมากขึ้นและความมันเงาพื้นผิวเฉลี่ยลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (ฟิลเทกแซต350เอ็กซ์ที[®]) มีการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด วัสดุไจโอเมอร์ (เบิวติฟิฟิล[®]) มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุด และพบว่าความหยาบพื้นผิวมีความสัมพันธ์เชิงลบกับความมันเงา สรุปได้ว่า วัสดุนาโนคอมโพสิตที่ผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันมีความหยาบพื้นผิวเพิ่มขึ้นและความมันเงาพื้นผิวลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยความหยาบพื้นผิวส่งผลต่อความมันเงาของวัสดุ

คำสำคัญ : การจำลองแปรงฟัน, ความมันเงาพื้นผิว, ความหยาบพื้นผิว, นาโนคอมโพสิต

Abstract

The aim of this study is to investigate surface roughness and gloss of nanocomposite materials before and after several periods of tooth brushing simulation. Ten tested specimens of nano-filled resin composite (Filtek Z350 XT[®]), nano-hybrid resin composite (Premise[®], Ceram.X SphereTEC one universal[®]) and giomer (Beautifil II[®]) were prepared. All specimens were polished with a set of aluminum oxide abrasive disk (Sof-Lex[®]). Baseline surface roughness (Ra) was obtained using contact type profilometer and baseline surface gloss (GU) was obtained using micro-gloss meter. All specimens were brushed for 10,000, 20,000 and 40,000 cycles with tooth brushing machine. The surface roughness and gloss were measured after each brushing period and two specimens of each material were selected to be surface analyzed by scanning electron microscope. The obtained data were analyzed by two-way repeated measures ANOVA and Tukey HSD test with the level of significance at $p=0.05$. The results revealed that after the brushing, all materials were significantly increased in surface roughness and significantly decreased in gloss. Average change in surface roughness and gloss of nano-filled resin composite (Filtek Z350 XT[®]) were the lowest and of giomer (Beautifil II[®]) were the highest. There was significant negative correlation between surface roughness and gloss. It can be concluded that for all tested nanocomposites, there was a significant increasing in surface roughness and decreasing in gloss after tooth brushing simulation. The surface roughness affected the gloss of the materials.

Keywords: Tooth brushing simulation, Surface gloss, Surface roughness, Nanocomposites

Received Date: Jun 8, 2021

Revised Date: Jun 27, 2021

Accepted Date: Aug 25, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.30

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

นิชาภา ธานีพลจิต, ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทร: 02-218-8795, 083-626-4551 อีเมล: pammrawee@hotmail.com

Correspondence to :

Nichapa Thanadolpijit, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand. Tel: 02-218-8795, 083-626-4551 E-mail pammrawee@hotmail.com

บทนำ

ปัจจุบัน วัสดุสีเหมือนฟันเป็นที่นิยมใช้ในการบูรณะฟัน วัสดุดังกล่าวเป็นวัสดุประเภทคอมโพสิต (composite) คือ มีส่วนประกอบตั้งแต่สองชนิดขึ้นไปผสมอยู่ด้วยกันแต่ไม่ทำปฏิกิริยากัน การผสมกันของส่วนประกอบต่าง ๆ เหล่านี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำให้วัสดุมีคุณสมบัติที่ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่ง วัสดุบูรณะฟันประเภทนาโนคอมโพสิต (nano composites) เช่น เรซินคอมโพสิต ไจโอเมอร์ (giomer) คอมโพเมอร์ (compomer) และ กลาสไอโอเมอร์ (glass ionomer) ซึ่งมีการนำเทคโนโลยีระดับนาโนมาใช้ในการผลิต ทำให้ขนาดของวัสดุอุดแทรกเล็กลงอยู่ในช่วง 0.1-100 นาโนเมตร โดยเรซินนาโนคอมโพสิตสามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ นาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (nano-filled resin composite) และ นาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (nano-hybrid resin composite) นาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต ประกอบด้วยวัสดุอุดแทรกชนิดซิลิกาและเซอร์โคเนียอาจจะอยู่เป็นโมเลกุลเดี่ยวไม่มีการรวมกลุ่ม (non-agglomerated) หรือถูกทำให้เกิดการรวมกลุ่มกัน (agglomerates) เพื่อให้มีขนาดที่ใหญ่ขึ้นเป็นนาโนคลัสเตอร์ (nano cluster) และสามารถเพิ่มปริมาณวัสดุอุดแทรกในเรซินเมทริกซ์ ทำให้เรซินคอมโพสิตชนิดนี้มีคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้น ส่วนนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตนั้นประกอบด้วยวัสดุอุดแทรกซิลิกาขนาด 20 นาโนเมตร ที่กระจายอยู่ทั่วไปไม่มีการรวมกลุ่มกัน แบเรียมกลาสขนาดเฉลี่ย 0.4 ไมโครเมตร และวัสดุอุดแทรกชนิดฟลูออโรโพลีเมอร์ไรซ์ซึ่งมีขนาดใหญ่ประมาณ 30-50 ไมโครเมตร เพื่อให้สามารถเพิ่มปริมาณวัสดุอุดแทรกได้มากขึ้น¹ สำหรับ ไจโอเมอร์นั้นจัดเป็นวัสดุบูรณะฟันแบบไฮบริด (hybrid) คือประกอบด้วย วัสดุอุดแทรกพรีรีแอคเตดกลาสไอโอโนเมอร์ (pre-reacted glass ionomer) ที่ใช้ในวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ร่วมกับเรซินและวัสดุอุดแทรกที่ใช้ในวัสดุเรซินคอมโพสิต วัสดุอุดแทรกพรีรีแอคเตดกลาสไอโอโนเมอร์เตรียมโดยการทำให้อิออนของฟลูออโรโพลีเมอร์ในซิลิกาเกิดปฏิกิริยากับกรด-เบสกับกรดฟอสฟอริก วัสดุอุดแทรกนี้มีขนาดเฉลี่ยอยู่ที่ 0.01-5 ไมโครเมตร สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ เอสพีอาร์จี (S-PRG = Surface Pre-reacted Glass Ionomer) ซึ่งเกิดปฏิกิริยากับกรด-เบสเฉพาะพื้นผิว

(surface reaction) โดยยังคงเหลือแกน (core) ของวัสดุอุดแทรก และ เอฟพีอาร์จี (F-PRG = Fully Pre-reacted Glass Ionomer) ซึ่งวัสดุอุดแทรกฟลูออโรโพลีเมอร์ในซิลิกาเกิดปฏิกิริยาเกือบทั้งหมด³

ในการบูรณะฟันด้วยวัสดุนาโนคอมโพสิตที่กล่าวมาข้างต้น ลักษณะพื้นผิวของวัสดุเป็นปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งที่มีผลต่ออายุการใช้งาน ผิววัสดุควรเรียบสม่ำเสมอและมีความมันเงาเหมือนผิวฟัน เพื่อความสวยงาม ลดการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์และการติดสีตามขอบ ดังนั้น การขัดแต่งวัสดุคอมโพสิตภายหลังการบูรณะจึงเป็นขั้นตอนสำคัญในการบูรณะฟันให้ประสบความสำเร็จ วัสดุที่ไม่ได้ผ่านการขัดจะมีอายุการใช้งานที่สั้นและเกิดการติดสีได้มากกว่าวัสดุที่ผ่านการขัด⁴ ทั้งนี้ ความเรียบและความมันเงาของวัสดุเกิดจากหลายปัจจัย เช่น เครื่องมือที่ใช้ในการขัด⁵ องค์ประกอบ และคุณสมบัติของวัสดุ^{6,7} ในการศึกษาทาง ทันตกรรมที่ผ่านมา จะทำการประเมินคุณภาพของการขัดวัสดุบูรณะฟันโดยการวัดความขรุขระหรือความหยาบพื้นผิว (surface roughness) ด้วยเครื่องวัดความหยาบพื้นผิว (surface roughness tester)⁸ การวัดความมันเงา (surface gloss) ด้วยเครื่องไมโครกลอสมิเตอร์ (micro gloss meter) และดูภาพพื้นผิวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope)⁹ ผิวของวัสดุบูรณะคอมโพสิตภายหลังการขัดควรมีค่าความหยาบพื้นผิวที่น้อยกว่า 1 ไมโครเมตร⁹ มีการศึกษาที่พบว่าความหยาบพื้นผิวที่มีค่ามากกว่า 0.2 ไมโครเมตร สามารถก่อให้เกิดการสะสมของคราบจุลินทรีย์และการติดสีได้¹⁰ สำหรับความมันเงาของวัสดุที่เป็นคุณสมบัติที่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าจะมีความสัมพันธ์กับความหยาบพื้นผิวของวัสดุ⁴ นอกจากนี้ ความมันเงายังเป็นสิ่งที่ทันตแพทย์และผู้ป่วยสามารถรับรู้ได้ง่าย ซึ่งทางสมาคมทันตแพทย์แห่งประเทศไทยและสหรัฐอเมริกา (American Dental Association) แนะนำว่าควรอยู่ในช่วง 40-60 หน่วยความเงา (Gloss unit = GU)¹¹

อย่างไรก็ตาม พื้นผิวของวัสดุบูรณะคอมโพสิตที่อยู่ภายในช่องปากอาจมีการเสื่อมสภาพเนื่องมาจากปัจจัยภายในของวัสดุ เช่น

ชนิดของวัสดุอุดแทรก ขนาดของวัสดุอุดแทรก และการยึดติดระหว่างวัสดุอุดแทรกกับเรซินเมทริกซ์ การดูดซับน้ำซึ่งเป็นสาเหตุทำให้เกิดการย่อยสลายผ่านปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolytic degradation) ของพื้นผิววัสดุอุดแทรกจนเกิดการสึกกร่อนและทำให้เกิดการสะสมของสารอินทรีย์ได้ง่ายขึ้น และการย่อยสลายของสารอินทรีย์ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของวัสดุ¹² นอกจากนี้ ปัจจัยภายนอก เช่น การแปรงฟัน ก็เป็นปัจจัยสำคัญปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความหยาบและความมันเงาของพื้นผิวของเรซินคอมโพสิต¹³ หลายการศึกษาได้แสดงผลของการแปรงฟันต่อความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของเรซินคอมโพสิต และพบว่าปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลเช่น ระยะเวลาในการแปรงฟัน แรงที่ใช้ในการแปรงฟัน^{14,15} และความสามารถในการขัดถูของอนุภาคในยาสีฟัน¹⁶ โดยการจำลองการแปรงฟันจากการศึกษาก่อนหน้าระบุว่า การจำลองการแปรงฟัน 10,000 รอบ เทียบเท่ากับการสึกที่ไต่จากการแปรงฟันในระยะเวลา 1 ปี¹⁷ แต่ค่าความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของเรซินคอมโพสิตจากหลายการศึกษายังไม่สามารถเปรียบเทียบกันได้โดยตรง เนื่องจากมีการออกแบบการทดลองที่แตกต่างกัน ทั้งนี้ มีรายงานจากหลายการศึกษาก่อนหน้านี้ว่าค่าความหยาบพื้นผิวมีความสัมพันธ์เชิงลบกับค่าความมันเงา^{14,15} โดยความหยาบพื้นผิวและความมันเงาต่างมีผลมาจากปัจจัยที่คล้ายคลึงกัน ได้แก่ เรซินเมทริกซ์ ชนิดวัสดุอุดแทรก และคุณภาพของการยึดติดระหว่างเรซินเมทริกซ์กับวัสดุอุดแทรก¹⁸ อย่างไรก็ตาม มีเพียงบางการศึกษาที่ได้ศึกษาผลของระยะเวลาการแปรงฟันต่อความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของวัสดุนาโนคอมโพสิต (nano composite)¹⁹⁻²¹ อย่างไรก็ตาม ผลการศึกษาเกี่ยวกับผลของระยะเวลาของการแปรงฟันต่อความหยาบและความมันเงาพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิตยังไม่เป็นที่แน่ชัด การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของวัสดุนาโนคอมโพสิตก่อนและหลังจากผ่านการจำลองการแปรงฟันด้วยระยะเวลาที่แตกต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

การเตรียมชิ้นงาน

เตรียมชิ้นงานนาโนคอมโพสิต 4 ผลิตภัณฑ์ (ตารางที่ 1) ผลิตภัณฑ์ละ 10 ชิ้น ขนาด ยาว 15 มิลลิเมตร กว้าง 10 มิลลิเมตร สูง 2 มิลลิเมตร โดยใส่เรซินคอมโพสิตในแม่พิมพ์ซิลิโคน ปิดทับด้วยแผ่นแก้ว (glass slide) บ่มวัสดุโดยการฉายแสงผ่านแผ่นแก้วด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (Elipar TriLight, 3M ESPE, Norristown, USA) ความเข้มแสงไม่ต่ำกว่า 800 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 40 วินาที โดยให้ปลายเครื่องฉายแสงแนบกับแผ่นแก้วและตั้งฉากกับพื้นผิวของวัสดุ จากนั้นขัดบริเวณพื้นผิววัสดุด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมิเนียมออกไซด์ (Sof-Lex® discs, 3M ESPE, Indonesia)

1 ชุด ที่มีความหยาบแตกต่างกัน 4 ระดับ ๆ ละ 20 วินาที โดยขัดไปในทิศทางเดียวกัน ภายใต้สภาวะที่แห้ง ด้วยความเร็ว 8,000 รอบต่อวินาที และใช้หัวขัด 1 ชุด ต่อชิ้นตัวอย่าง 1 ชิ้น จากนั้นนำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 5 นาที แล้วเป่าให้แห้งเป็นเวลา 20 วินาที ด้วยหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง (Triple syringe) ก่อนนำไปวัดความหยาบพื้นผิวเริ่มต้น (baseline surface roughness) ด้วยเครื่องโปรไฟล์มิเตอร์ชนิดสัมผัส (Talyscan 150, Taylor Hobson, Leicester, England) และวัดความมันเงาเริ่มต้น (baseline gloss) ด้วยเครื่องไมโครกลอสมิเตอร์ (BYK Gardner, Germany) จากนั้นเก็บชิ้นงานไว้ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วัน สุ่มเลือกชิ้นงานผลิตภัณฑ์ละ 2 ชิ้น เพื่อเป็นตัวแทนในการวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวเชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (FEI QuantaTM 250 FEG, USA, Low vacuum mode) **ขั้นตอนการแปรงชิ้นตัวอย่างด้วยเครื่องแปรงอัตโนมัติ**

นำชิ้นงานที่ขัดแล้ว ซึ่งถูกเก็บในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วัน ไปวางในเครื่องจำลองการแปรงฟัน (V-8 Cross Brushing Machine, SABRI Dental Enterprises, Inc., Villa Park, IL, USA) แล้วทำการแปรงฟันด้วยแปรงสีฟัน (GUM Classic no. 411, Sunstar Americas, Inc., Chicago, IL, USA) ที่มีแรงกดขนาด 150 กรัม ตามข้อปฏิบัติในการทดสอบความต้านทานต่อการสึกของวัสดุทันตกรรมจากการแปรงฟัน ISO14569-1²² โดยขณะทำการแปรงนั้นทั้งชิ้นงานและแปรงสีฟันจะถูกแช่ในสารละลายยาสีฟันที่เตรียมตามเกณฑ์ขององค์การมาตรฐานนานาชาติ ISO11609²³ โดยผสมยาสีฟัน (Colgate cavity protection, Colgate-Palmolive, Chonburi, Thailand ค่าการสึกมาตรฐานของเนื้อฟันเท่ากับ 68 อาร์ดีเอ (RDA = Relative Dentin Abrasion) ที่ประกอบด้วย น้ำ กลีเซอริน (glycerin) ไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรต (dicalcium phosphate dihydrate) เตตราโซเดียมไพโรฟอสเฟต (tetrasodium pyrophosphate) โซเดียมโมโนฟลูออโรฟอสเฟต (sodium monofluorophosphate) และ โซเดียมฟลูออไรด์ (sodium fluoride) ปริมาณฟลูออไรด์รวม เท่ากับ 1450 ส่วนในล้านส่วน (part per million = ppm) เข้ากับน้ำกลั่นด้วยอัตราส่วนเท่ากับ 25 กรัมต่อ 50 มิลลิลิตร สารละลายยาสีฟันจะถูกเปลี่ยนทุกการแปรงฟัน 10,000 รอบ จากนั้นนำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกส์ร่วมกับน้ำกลั่นเป็นเวลา 5 นาที เป่าให้แห้งด้วยหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง นำชิ้นงาน 2 ชิ้นเดิมจากแต่ละกลุ่มไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวเชิงคุณภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด หลังจำลองการแปรงฟันครบ 10,000 รอบ 20,000 รอบ และ 40,000 รอบ ตามลำดับ

ตารางที่ 1 ชื่อทางการค้า บริษัทผู้ผลิต และส่วนประกอบของวัสดุนาโนคอมโพสิตที่ใช้ในการทดลอง

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

Material	Manufacturer	Type	Organic Matrix	% Filler by Weight	Filler type	Mean Particle Size of Filler
Filtek Z350 XT	3M ESPE	Nano-filled resin composite	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	60-82 %	Silica, zirconia	Nanocluster: 0.6 - 1.4 μm Silica: 20 nm Zirconia: 4-11 nm
Premise	Kerr	Nano-hybrid resin composite	Bis-EMA, TEGDMA	69-84 %	Barium aluminoborosilicate glass, nanofiller, PPF, barium glass	Glass: 0.4 μm Silica: 20 nm
Ceram.X SphereTEC one universal	Dentsply	Nano-hybrid resin composite	Methacrylate modified polysilane dimethacrylate resin	76-79 %	Barium aluminoboro-silicate glass, silica nanofiller, PPF	Glass: 1 μm Silica: 20 nm
Beautifil II	Shofu	Giomer	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	68-83 %	S-PRG, multifunctional aluminofluoroborosilicate glass	Nano particle: 10-20 nm Average filler: 0.8 μm

Bis-GMA: Bisphenol-A-glycidyl methacrylate; Bis-EMA: Bisphenol-A-ethoxylate dimethacrylate; UDMA: Urethane dimethacrylate; TEGDMA: Triethylene glycol dimethacrylate.

การวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงาน

วัดความหยาบพื้นผิวของวัสดุชิ้นงานตัวอย่างก่อนการแปรงฟันและเมื่อจำลองการแปรงฟันครบ 10,000 รอบ 20,000 รอบ และ 40,000 รอบ ด้วยเครื่องโปรไฟโลมิเตอร์แบบสัมผัส เลือกใช้ค่าความหยาบเฉลี่ย (Ra) ที่มีหน่วยการวัดเป็นไมครอน กำหนดตำแหน่งเริ่มต้นที่จะวัดเป็นพิกัดในแนวแกน X และ Y โดยกำหนดพื้นที่ที่ต้องการให้เครื่องอ่านค่า กำหนดตามความยาวแกน X เป็น 2 มิลลิเมตร ความยาวตามแนวแกน Y เป็น 2 มิลลิเมตร โดยให้ปลายเข็มลากเคลื่อนไปบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยความเร็วคงที่ 500 ไมโครเมตรต่อวินาที กำหนดค่าระยะห่างในแนวแกน X เป็น 5 ไมโครเมตร และแนวแกน Y เป็น 500 ไมโครเมตร ทำการวัดความหยาบของพื้นผิวเป็นโปรไฟล์ (profile) ทั้งหมด 5 เส้น เพื่อเป็นตัวแทนความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นของชิ้นงานและทำการคำนวณหาความหยาบผิวเฉลี่ยเชิงเส้น (mean) ของแต่ละชิ้นงานหลังจากทำการแปรง โดยใช้ค่าตัด (standard cut off) ที่ 0.25 มิลลิเมตร²⁰

การวัดความมันเงาของชิ้นงาน

วัดความมันเงาผิวชิ้นงานด้วยเครื่องไมโครกลอสมิเตอร์ ก่อนการแปรงฟันและเมื่อจำลองการแปรงฟันครบ 10,000 รอบ 20,000 รอบ และ 40,000 รอบ กำหนดช่วงในการวัดที่ 0 ถึง 1000 หน่วยความเงา โดยวางชิ้นงานในแม่พิมพ์ระหว่างกรวัด ทำการวัดทั้งหมด 5 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ยของการวัดทั้ง 5 ครั้ง นำมาเป็นค่าหน่วยความเงาของแต่ละชิ้นงาน

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิว (ไมโครเมตร) และความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของนาโนคอมโพสิตแต่ละกลุ่ม

Table 2 Mean surface roughness (μm) and standard deviation of each nanocomposite

Group	Measuring stage			
	Baseline	10,000 รอบ	20,000 รอบ	40,000 รอบ
Z350	0.0142(0.001) ^{Aa}	0.0155(0.001) ^{Ab}	0.0161(0.001) ^{Ab}	0.0173(0.002) ^{Ac}
PRE	0.0140(0.001) ^{Aa}	0.0171(0.001) ^{Bb}	0.0181(0.002) ^{ABb}	0.0203(0.001) ^{Bc}
CER	0.0143(0.001) ^{Aa}	0.0180(0.002) ^{BCb}	0.0203(0.002) ^{Bc}	0.0230(0.002) ^{Cd}
BEA	0.0150(0.001) ^{Aa}	0.0195(0.002) ^{Cb}	0.0267(0.002) ^{Cc}	0.0339(0.002) ^{Dd}

Z350 = Filtek Z350 XT[®], PRE = Premise[®], CER = Ceram.X SphereTEC one universal[®] BEA = Beautifil II[®]

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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

ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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

ภายหลังจากการจำลองการแปรงฟันจำนวน 10,000 รอบ พบว่า วัสดุทุกชนิดมีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มมากขึ้นและแตกต่างจากค่าเริ่มต้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (ฟิลเทกแซต350เอ็กซ์ที[®]) มีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยน้อยที่สุด ซึ่งแตกต่างจากวัสดุอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ความหยาบพื้นผิวของ วัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีเมซิส[®]) ไม่แตกต่างกับวัสดุนาโน-

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส (SPSS statistics version 26) กำหนดระดับนัยสำคัญ 0.05 เมื่อตรวจสอบการกระจายข้อมูลด้วยสถิติโคโมโกรอฟ สเมอรโนฟ (Kolmogorov-Smirnov) พบว่า ข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ จึงทดสอบอิทธิพลของปัจจัยวัสดุ จำนวนรอบ และปฏิสัมพันธ์ของปัจจัยวัสดุและจำนวนรอบว่ามีผลต่อค่าความหยาบและความมันเงาของพื้นผิวด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางเมื่อมีการวัดซ้ำ (Two-way repeated ANOVA) และทิวกีโอสต์ฮ็อค (Tukey's post hoc test) และหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหยาบและความมันเงาพื้นผิวด้วยสถิติสหสัมพันธ์เพียร์สัน (Pearson correlation)

ผลการศึกษา

เมื่อวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติพบว่า ระยะเวลาการแปรงฟันและชนิดวัสดุนาโนคอมโพสิตมีผลต่อความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของนาโนคอมโพสิตทุกผลิตภัณฑ์อย่างมีนัยสำคัญ โดยความหยาบพื้นผิวและความมันเงามีอิทธิพลต่อกัน ($p<0.001$)

ค่าเฉลี่ย (mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (sd) ของความหยาบพื้นผิวก่อนและหลังจำลองการแปรงฟันของทุกกลุ่มทดลองแสดงในตารางที่ 2 ค่าความหยาบพื้นผิวเริ่มต้นของวัสดุทุกผลิตภัณฑ์หลังจากผ่านการขัดด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมิเนียมออกไซด์มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

ไฮบริดเรซินคอมโพสิต (ซีแรมเอ็กซ์สเฟียร์เทควันยูนิเวอร์ซัล[®]) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และวัสดุโจโอเมอร์ (บิวติฟิลทู[®]) มีความหยาบพื้นผิวมากที่สุด เมื่อผ่านการจำลองการแปรงฟันจำนวน 20,000 รอบ พบว่า วัสดุนาโนฟิลล์เรซิน คอมโพสิตและวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีเมซิส[®]) จะมีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยไม่ต่างจากที่ 10,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่วัสดุโจโอเมอร์และวัสดุนาโนไฮบริด

เรซินคอมโพสิต (ซีแรมเอ็กซ์เพียร์เทควันยูนิเวอร์ซัล®) มีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างวัสดุพบว่า วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (พรีมิส®) มีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยไม่แตกต่างจากวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต โดยที่วัสดุไฮโอเมอร์มีความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยมากที่สุด เมื่อสิ้นสุดการจำลองการแปร่งฟันที่ 40,000 รอบพบว่า วัสดุทุกชนิดมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ 20,000 รอบ และวัสดุทุกชนิดมีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต มีค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยน้อยที่สุด ถัดไปคือวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส®)

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ยความมันเงา (GU) และความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของนาโนคอมโพสิตแต่ละกลุ่ม

Table 3 Mean gloss (GU) and standard deviation of each nanocomposite

Group	Measuring stage			
	Baseline	10,000 รอบ	20,000 รอบ	40,000 รอบ
Z350	84.2(0.79) ^{Aa}	81.1(0.99) ^{Ab}	77.1(0.99) ^{Ac}	71.6(0.97) ^{Ad}
PRE	77.0(1.15) ^{Ba}	73.5(1.08) ^{Bb}	69.0(1.25) ^{Bc}	63.9(1.60) ^{Bd}
CER	75.6(0.84) ^{Ca}	72.2(1.03) ^{Cb}	66.9(0.99) ^{Cc}	60.8(0.92) ^{Cd}
BEA	69.5(1.27) ^{Da}	65.6(1.43) ^{Db}	59.8(1.40) ^{Dc}	52.0(1.15) ^{Dd}

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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

ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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

ภายหลังการจำลองการแปร่งฟันแล้วพบว่า ทุกวัสดุมีค่าความมันเงาเฉลี่ยที่ลดลงและแตกต่างกันในทุกช่วงเวลาการจำลองการแปร่งฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แต่เนื่องจากค่าความมันเงาเฉลี่ยเริ่มต้นของทุกวัสดุมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จึงไม่สามารถนำค่าความมันเงาเฉลี่ยของวัสดุต่าง ๆ เมื่อผ่านการจำลองการแปร่งฟันที่ระยะเวลาต่าง ๆ มาเปรียบเทียบกับได้ ดังนั้นในการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างวัสดุ จึงใช้ค่าความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนไป (delta gloss) ภายหลังจากการจำลองการแปร่งฟันจำนวน 10,000 20,000 และ 40,000 รอบ ดังแสดงในตารางที่ 4 มาเปรียบเทียบกับ ซึ่งเมื่อผ่านกระบวนการจำลองการแปร่งฟันจำนวน 10,000 รอบ วัสดุไฮโอเมอร์มีค่าความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนไปมากที่สุดซึ่งแตกต่างจากวัสดุอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตมีการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด เมื่อผ่านการจำลองการแปร่งฟันจำนวน 20,000 รอบ วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตมีค่าความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนไปน้อยที่สุด และวัสดุไฮโอเมอร์มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดแต่ไม่แตกต่างจากวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (ซีแรมเอ็กซ์เพียร์เทควันยูนิเวอร์ซัล®) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อผ่านการจำลองการแปร่งฟันจำนวน 40,000 รอบพบว่า วัสดุไฮโอเมอร์และวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (ซีแรมเอ็กซ์เพียร์เทควัน

ยูนิเวอร์ซัล®) มีค่าความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนไปมากกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต และวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส®) มีการเปลี่ยนแปลงความมันเงาที่น้อยกว่าและไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อพิจารณาค่าความมันเงาที่แสดงในตารางที่ 3 พบว่าค่าความมันเงาเฉลี่ยเริ่มต้นของวัสดุทุกผลิตภัณฑ์หลังจากผ่านการขัดด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมิเนียมออกไซด์มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (ฟิลเทกแซด 350เอ็กซ์ที®) มีค่าความมันเงาพื้นผิวมากที่สุด รองลงมา คือ วัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส®) วัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (ซีแรมเอ็กซ์เพียร์เทควันยูนิเวอร์ซัล®) และวัสดุไฮโอเมอร์ (บิวติฟิลทู®) ตามลำดับ

ยูนิเวอร์ซัล®) มีค่าความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนไปมากกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต และวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส®) มีการเปลี่ยนแปลงความมันเงาที่น้อยกว่าและไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหยาบและความมันเงาพื้นผิวด้วยสถิติสหสัมพันธ์ของเพียร์สันพบว่า มีความสัมพันธ์เชิงลบระหว่างค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวและความมันเงา ดังสมการ

$$\text{หน่วยความเงา (GU)} = 95.16 - 1.33 E3 * Ra \text{ value}$$

ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดของนาโนคอมโพสิตแต่ละผลิตภัณฑ์ในแต่ละช่วงเวลาของการแปร่งฟันแสดงในรูปที่ 1 ซึ่งพบว่า หลังจากผ่านการจำลองการแปร่งฟันที่ระยะเวลาแตกต่างกัน ทุกวัสดุจะมีสภาพพื้นผิวที่ขรุขระมากขึ้นสัมพันธ์กับค่าความหยาบพื้นผิวที่เพิ่มขึ้น โดยเมื่อสิ้นสุดการจำลองการแปร่งฟันที่ 40,000 รอบ จะพบว่า วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต (ฟิลเทกแซด 350เอ็กซ์ที®) มีลักษณะพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงหรือความขรุขระน้อยกว่าวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต (พรีมิส®) และ ซีแรมเอ็กซ์เพียร์เทควันยูนิเวอร์ซัล® และ วัสดุไฮโอเมอร์ (บิวติฟิลทู®) นอกจากนี้ยังพบว่า วัสดุไฮโอเมอร์ (บิวติฟิลทู®) มีรูพรุนที่เห็นได้ชัดกว่าวัสดุอื่นและมีการหลุดออกของพื้นผิวบางส่วน

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยและความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความมันเงาที่เปลี่ยนไป (GU) ของนาโนคอมโพสิตแต่ละกลุ่ม

Table 4 Mean and Standard deviation of delta gloss values (GU) of each nanocomposite

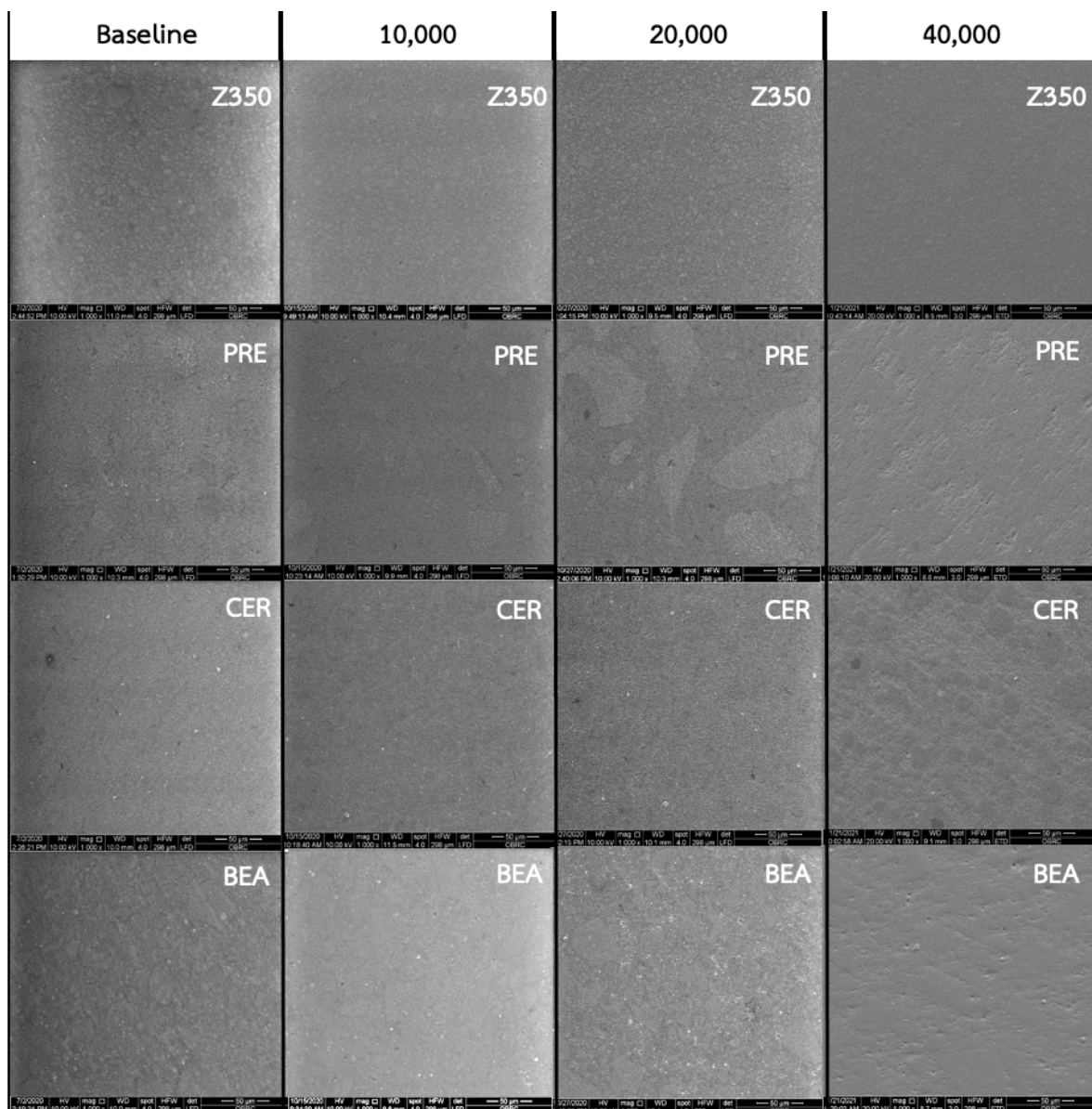
Group	Delta Gloss1 (10,000 cycles – Baseline)	Delta Gloss2 (20,000 cycles – Baseline)	Delta Gloss3 (40,000 cycles – Baseline)
Z350	-3.1(0.57) ^{Ab}	-7.1(1.10) ^{Ab}	-12.6(1.07) ^{Ac}
PRE	-3.5(0.53) ^{ABa}	-8.0(0.82) ^{Ab}	-13.1(1.20) ^{Ac}
CER	-3.4(0.52) ^{ABa}	-8.7(0.48) ^{Bb}	-14.8(0.42) ^{Bc}
BEA	-3.9(0.74) ^{Ba}	-9.7(0.82) ^{Bb}	-17.5(1.08) ^{Cc}

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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

ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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



รูปที่ 1 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงลักษณะพื้นผิวของนาโนคอมโพสิตทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์ที่กำลังขยาย 1000 เท่า

Figure 1 Scanning electron microscope image of 4 nanocomposites' surface (Original magnification x1000)

บทวิจารณ์

การทดสอบข้อมูลทางสถิติในการศึกษาพบว่า ภายหลังการแปร่งพื้นผิวจะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของนาโนคอมโพสิตแต่ละผลิตภัณฑ์ แสดงว่าการแปร่งพื้นผิวและระยะเวลาของการแปร่งมีผลต่อความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของวัสดุนาโนคอมโพสิตทุกผลิตภัณฑ์

ในการขัดผิวนาโนคอมโพสิตเพื่อการบูรณะนั้น ได้มีการแนะนำให้ใช้หัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมิเนียมออกไซด์เนื่องจากขนาดของอนุภาคขัดมีความสม่ำเสมอและเรียงลำดับความหยาบของแผ่นขัดจากมากไปน้อย ซึ่งคุณสมบัตินี้มีความสำคัญเพราะสามารถขัดพื้นผิววัสดุให้เรียบมากและใช้เป็นค่าเริ่มต้นในการทดสอบทางห้องปฏิบัติการได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยสามารถทำให้เกิดพื้นผิวที่เรียบใกล้เคียงกันแม้จะเป็นวัสดุเรซินคอมโพสิตที่มีองค์ประกอบแตกต่างกัน²⁴ ซึ่งในการศึกษานี้ก็ได้ผลเช่นเดียวกันโดยที่ค่าความหยาบผิวเริ่มต้นของวัสดุทุกผลิตภัณฑ์ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

การจำลองการแปร่งพื้นผิวในการศึกษานี้เป็นไปตามมาตรฐานนานาชาติที่ 14569-1 ซึ่งกำหนดข้อปฏิบัติในการทดสอบความต้านทานต่อการสึกของวัสดุทันตกรรมจากการแปร่งพื้น²² รวมถึงการเลือกใช้แปร่งสีพื้นที่มีส่วนประกอบตรงตามมาตรฐานวิชาการแปร่งสีฟันกรมอนามัย พ.ศ. 2559 และยาสีฟันที่นำมาใช้ในการศึกษานี้เป็นยาสีฟันที่ผลิตตามมาตรฐานอุตสาหกรรมในประเทศไทย (มอก.45-2552) มีค่าการสึกมาตรฐานของเนื้อฟันเท่ากับ 68 อาร์ดีเอ ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ตามมาตรฐานนานาชาติที่ 11609 ที่ได้กำหนดค่าการสึกมาตรฐานของเนื้อฟันของยาสีฟันไม่ควรเกิน 250 อาร์ดีเอ²³ โดยจำนวนรอบที่ใช้การจำลองการแปร่งพื้นจากการศึกษาก่อนหน้าที่ให้ค่า 10,000 รอบของการจำลองการแปร่งพื้น เทียบเท่ากับการแปร่งพื้นในระยะเวลา 1 ปี¹⁷ ดังนั้น การกำหนดให้แปร่ง 40,000 รอบในการศึกษานี้จึงเทียบเท่าการแปร่งพื้นเป็นระยะเวลา 4 ปี ในการศึกษานี้ ปัจจัยที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่ผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิตประกอบด้วยปัจจัยภายในวัสดุเช่น ชนิด ขนาด และจำนวนวัสดุอุดแทรกชนิดและปริมาณของเรซินแมทริกซ์ และปัจจัยภายนอกเช่น การแปร่งพื้นที่มีแรงขัดถูจากขนแปรง และอนุภาคสารขัดสีที่อยู่ในสารละลายยาสีฟันที่ใช้ จากการศึกษาของ Costa และคณะในปี ค.ศ. 2010 ที่เปรียบเทียบผลของยาสีฟันต่างชนิดต่อความหยาบพื้นผิวและความมันเงาของเรซินคอมโพสิตพบว่า ยาสีฟันที่มีค่าการสึกมาตรฐานมากกว่าจะทำให้ความมันเงาของวัสดุลดลงมากกว่าและเกิดความหยาบผิวมากกว่ายาสีฟันที่มีค่าการสึกมาตรฐานน้อย¹⁶ อย่างไรก็ตาม สารขัดสีจะเป็นส่วนประกอบในยาสีฟันทุกๆ ไป เพื่อช่วยในการกำจัดคราบจุลินทรีย์และคราบสี สารขัดสีที่มีในยาสีฟันที่ใช้ในการ

ทดสอบนี้คือ ไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮดรเจน ซึ่งบริษัทผู้ผลิตไม่เปิดเผยถึงปริมาณสารขัดสี แต่เนื่องจากยาสีฟันผลิตภัณฑ์นี้ไม่จัดเป็นยาสีฟันเพื่อขัดคราบสีเพื่อทำให้ฟันขาว จึงไม่น่าจะมีปริมาณมาก และจากการประเมินความสามารถในการขัดของยาสีฟันจากการสึกมาตรฐานของเนื้อฟันเท่ากับ 68 อาร์ดีเอ ซึ่งอยู่ในระดับต่ำ (RDA < 70) ดังนั้น สารขัดสีในยาสีฟันที่ใช้ในการศึกษานี้จึงไม่น่าจะมีผลต่อความหยาบผิวและความมันเงาของวัสดุที่นำมาทดสอบ

จากการศึกษาของ Moraes และคณะในปี ค.ศ. 2009 ที่เปรียบเทียบคุณสมบัติของนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตกับนาโนฟิลล์และไมโครไฮบริดเรซินคอมโพสิตพบว่า วัสดุในกลุ่มนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตสามารถทนต่อการสึกที่มีสาเหตุมาจากการแปร่งพื้นได้มากกว่าวัสดุในกลุ่มนาโนไฮบริด เนื่องจากวัสดุอุดแทรกประกอบจากอนุภาคขนาดเล็กที่สามารถคงความเรียบของพื้นผิวได้ภายหลังจากการขัด²⁵ สำหรับการศึกษาครั้งนี้วัสดุไฮโอเมอร์มีขนาดวัสดุอุดแทรกเฉลี่ยอยู่ที่ 0.8 ไมโครเมตร ซึ่งมีขนาดใหญ่เมื่อเทียบกับวัสดุอุดแทรกของวัสดุในกลุ่มเรซินนาโนคอมโพสิต จึงทำให้เกิดความหยาบผิวภายหลังการแปร่งพื้นมากกว่า นอกจากนั้น การที่วัสดุในกลุ่มนาโนไฮบริดมีรูปร่างของวัสดุอุดแทรกที่ไม่สม่ำเสมอทำให้มีความหยาบพื้นผิวมากกว่าวัสดุในกลุ่มนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตที่มีวัสดุอุดแทรกรูปร่างกลม²⁶ ซึ่งสอดคล้องกับผลที่ได้จากการศึกษาที่พบว่าวัสดุในกลุ่มนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต ซึ่งมีวัสดุอุดแทรกขนาดเล็กและรูปร่างสม่ำเสมอ จึงมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุอื่นๆ ซึ่งเป็นวัสดุกลุ่มนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิต ซึ่งสอดคล้องกับลักษณะพื้นผิววัสดุที่ได้จากภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่ได้จากการศึกษานี้ จากภาพจะพบว่านาโนคอมโพสิตทุกผลิตภัณฑ์ภายหลังจากการขัดด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงอะลูมิเนียมออกไซด์มีลักษณะเรียบก่อนการแปร่งพื้น แต่ภายหลังจากผ่านกระบวนการจำลองการแปร่งพื้น จะพบลักษณะของพื้นผิวที่ขรุขระมากขึ้นตามจำนวนรอบการแปร่งพื้น ที่เพิ่มมากขึ้นโดยพบว่าวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตมีลักษณะพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปน้อยที่สุด และจะพบลักษณะการหลุดออกของพื้นผิวและรูพรุนในบางบริเวณในวัสดุไฮโอเมอร์ได้มากกว่าวัสดุอื่น

จากผลการศึกษาครั้งนี้พบว่า วัสดุไฮโอเมอร์มีความหยาบพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปมากที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Ruivo และคณะ ในปี ค.ศ. 2019 เกี่ยวกับความหยาบพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิตภายหลังจากการแปร่งพื้น และเขาได้แนะนำว่าไม่ควรนำวัสดุไฮโอเมอร์มาใช้บูรณะในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม³⁰ ทั้งนี้เนื่องจากวัสดุนี้มีวัสดุอุดแทรกหลายประเภท

เป็นส่วนประกอบ³¹ นอกจากนี้ อีกปัจจัยหนึ่งที่อาจส่งผลต่อความหยาบพื้นผิวของวัสดุโพลีเมอร์ก็คือ การมีคุณสมบัติในการดูดซับน้ำที่สูงเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตชนิดอื่น³² เนื่องจากเป็นคุณสมบัติทั่วไปของวัสดุที่มีความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ที่ต้องอาศัยน้ำในการเกิดปฏิกิริยากรดเบสเพื่อเกิดการปลดปล่อยฟลูออไรด์ โดยคุณสมบัติในการดูดซับน้ำอาจส่งเสริมให้เกิดการย่อยสลายผ่านปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส เกิดการสูญเสียพันธะเคมีระหว่างอนุภาควัสดุอุดแทรกและเรซินเมทริกซ์ ทำให้วัสดุอุดแทรกหลุดออกจากพื้นผิวของวัสดุทำให้เกิดความหยาบพื้นผิวในส่วนของเรซินนั้นปัจจัยที่ส่งผลต่อการดูดซับน้ำของวัสดุที่มีส่วนประกอบของเรซินพอลิเมอร์ คือ ชนิดของเรซินเมทริกซ์ โดยเรซินที่ไม่ชอบน้ำ (hydrophobic resin) เช่น บิสฟีนอล-เอ-ไดกลีซิลไดเมทาครีเลต (Bisphenol A-diglycidyl methacrylate; Bis-GMA) จะดูดซับน้ำได้น้อยกว่าเตตระเอทิลีนไกลคอลไดเมทาครีเลต (Tetraethylene glycol dimethacrylate; TEGDMA) แต่ดูดซับน้ำได้มากกว่ายูรีเทนไดเมทาครีเลต (Urethane dimethacrylate ; UDMA) และบิสฟีนอล-เอ-อีโทกซิลเลตไดเมทาครีเลต (Bisphenol-A-ethoxylate dimethacrylate; Bis-EMA)³³ ซึ่งวัสดุโพลีเมอร์ไม่มีบิสฟีนอล-เอ-อีโทกซิลเลตไดเมทาครีเลตเช่นเดียวกับวัสดุอื่น จึงทำให้เกิดการดูดซับน้ำได้มากกว่า จึงเกิดการสลายตัวแบบไฮโดรไลซิส ทำให้ผิวอ่อนนุ่ม เกิดการหลุดออกของวัสดุอุดแทรกได้ง่ายเมื่อมีการสัมผัสขัดถูจากการแปรงฟัน รวมถึงการปลดปล่อยฟลูออไรด์ซึ่งเกิดจากการสลายตัวของวัสดุอุดแทรกอาจทำให้เกิดรูพรุนบริเวณพื้นผิวส่งเสริมให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของความหยาบพื้นผิวภายหลังจากการแปรงฟันได้³⁴

จากการศึกษาของ Monteiro และคณะในปี ค.ศ. 2015 และ Senawongse and Pongprueksa ในปี ค.ศ. 2007 เกี่ยวกับความหยาบพื้นผิวของวัสดุเรซินคอมโพสิตภายหลังกระบวนการจำลองการแปรงฟันไม่พบว่าวัสดุนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตและวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตมีความแตกต่างกันของความหยาบพื้นผิวภายหลังการผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันที่ 20,000 รอบ²⁷⁻²⁸ แต่จากการศึกษาของ Suzuki และคณะในปี ค.ศ. 2009 พบว่ามีความแตกต่างกันของความหยาบพื้นผิวภายหลังการผ่านกระบวนการจำลองการแปรงฟันที่ 50,000 รอบ โดยนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตมีความหยาบพื้นผิวมากกว่านาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต²⁹ เช่นเดียวกับผลในการศึกษานี้ที่พบในการเปลี่ยนแปลงลักษณะเดียวกัน จึงมีความเป็นไปได้ว่าผลการศึกษานี้ที่แตกต่างกันมีความสัมพันธ์กับระยะเวลาการแปรงฟันในแต่ละการศึกษาอย่างไรก็ตาม ค่าความหยาบพื้นผิวของนาโนคอมโพสิตที่นำมาทดสอบทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์หลังจากผ่านการแปรงฟันเทียบเท่าระยะเวลา 4 ปีนี้มีค่าน้อยกว่า 0.2 ไมโครเมตร ซึ่ง

เป็นค่าเฉลี่ยขั้นต่ำที่ไม่ทำให้เกิดการเกาะของคราบจุลินทรีย์บริเวณพื้นผิวของเรซินคอมโพสิต¹⁰ และมีค่าน้อยกว่า 0.5 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยที่จะสามารถรับรู้ได้ด้วยลิ้นของผู้ป่วย³⁵ ดังนั้น จากผลการศึกษานี้ในแง่ของความหยาบเมื่อผ่านการแปรงฟันเป็นเวลาเทียบเท่า 4 ปี วัสดุนาโนคอมโพสิตทั้งสี่ผลิตภัณฑ์สามารถใช้ในการบูรณะฟันได้ แต่ยังมีปัจจัยอื่นๆ เช่น ระบบหัวกรอในการขัดแต่งวัสดุอาหาร เครื่องมือ ความเป็นกรดต่าง อุณหภูมิ และการบดเคี้ยว ที่อาจจะทำให้เกิดความหยาบผิวที่แตกต่างกันได้³⁶⁻⁴⁰ ดังนั้น การศึกษาถึงปัจจัยร่วมหลาย ๆ ปัจจัยจะทำให้ได้ข้อมูลที่เหมาะสมมากขึ้น

สำหรับความมันเงาซึ่งเป็นลักษณะอันพึงประสงค์อีกอย่างหนึ่งของวัสดุบูรณะคอมโพสิตที่จะทำให้ความใกล้เคียงกับลักษณะของเคลือบฟันนั้น การศึกษาของ Lu และคณะ ในปี ค.ศ. 2005 พบว่าเป็นผลโดยตรงมาจากความหยาบพื้นผิว⁴ แต่ในการศึกษานี้กลับพบว่าค่าความหยาบพื้นผิวของวัสดุของนาโนคอมโพสิตภายหลังการขัดด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบผงจะลึมนุ่มออกไซด์ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ความมันเงากลับมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงว่ายังมีปัจจัยอื่นนอกเหนือจากความหยาบที่มีผลต่อความมันเงาพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิต ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Mohammed และคณะในปี ค.ศ. 2018 ที่สรุปว่าส่วนประกอบของวัสดุนาโนฟิลล์และนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตอาจมีผลต่อความมันเงานอกเหนือจากความหยาบพื้นผิวเพียงอย่างเดียว เนื่องจากเขาพบว่า วัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตสามารถคงความมันเงาได้มากกว่านาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตภายหลังการแปรงฟัน⁴¹ โดยความมันเงาอาจมีความเกี่ยวข้องกับ ขนาด การกระจายตัว คุณสมบัติเชิงกล และค่าดัชนีหักเหแสงของวัสดุอุดแทรกในเรซินเมทริกซ์ รวมไปถึงความหนืดและค่าดัชนีหักเหแสงของส่วนประกอบในเรซินเมทริกซ์⁴² โดยเรซินคอมโพสิตที่มีวัสดุอุดแทรกขนาดใหญ่จะมีความสัมพันธ์กับความมันเงาที่ลดลง⁴³ นอกจากนั้นรูปร่างของวัสดุอุดแทรกยังส่งผลต่อความมันเงาด้วย วัสดุอุดแทรกรูปร่างกลมมีความสามารถในการสะท้อนแสงมากกว่าวัสดุอุดแทรกที่มีรูปร่างไม่สม่ำเสมอ ซึ่งวัสดุอุดแทรกรูปร่างกลมจะพบได้ในนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิต¹⁷ สอดคล้องกับผลการศึกษานี้ที่พบว่าวัสดุนาโนฟิลล์เรซินคอมโพสิตมีความมันเงาเฉลี่ยเริ่มต้นที่มากกว่าวัสดุในกลุ่มนาโนไฮบริดเรซินคอมโพสิตอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และวัสดุโพลีเมอร์ซึ่งมีขนาดวัสดุอุดแทรกที่ใหญ่และขนาดไม่สม่ำเสมอเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุอื่น มีความมันเงาเฉลี่ยเริ่มต้นที่น้อยกว่าวัสดุอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อสิ้นสุดกระบวนการจำลองการแปรงฟันที่ 40,000 รอบ วัสดุโพลีเมอร์มีความมันเงาเฉลี่ยที่เปลี่ยนแปลงไปมากที่สุด

อย่างไรก็ตาม นาโนคอมโพสิตทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์หลังจากการจำลองการแปรงฟันที่ 40,000 รอบ มีค่าความมันเงาอยู่ในช่วง

40-60 หน่วยความเงา ซึ่งเป็นค่าที่สมาคมทันตแพทย์แห่งประเทศไทย สหรัฐอเมริกาแนะนำเป็นความมันเงาที่เหมาะสมสำหรับวัสดุบูรณะที่ใช้ในช่องปาก¹¹ สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างความหยาบผิวและความมันเงานั้น มีรายงานจากการศึกษาก่อนหน้านี้ว่ามีความสัมพันธ์เชิงลบระหว่างค่าความหยาบพื้นผิวและค่าความมันเงา^{14,15} ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษานี้ที่พบว่า มีความสัมพันธ์เชิงลบอย่างมีนัยสำคัญระหว่างค่าความหยาบพื้นผิวและค่าความมันเงา กล่าวคือ วัสดุนาโนคอมโพสิตทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการทดสอบจะมีค่าความมันเงาที่ลดลงโดยแปรผกผันกับค่าความหยาบพื้นผิวที่เพิ่มมากขึ้น

จากการวิเคราะห์ผลการศึกษานี้แล้วพบว่า การเลือกใช้วัสดุนาโนคอมโพสิตในการบูรณะฟันที่ต้องการความสวยงามและคงทนควรคำนึงถึงส่วนประกอบของนาโนคอมโพสิตที่นำมาใช้ด้วย เนื่องจากความมันเงาของวัสดุเป็นผลมาจากส่วนประกอบของนาโนคอมโพสิตนอกเหนือจากความหยาบพื้นผิว อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้เป็นเพียงการศึกษาในห้องปฏิบัติการ จึงไม่อาจจำลองสภาวะจริงในทางคลินิกได้ทั้งหมด และการจำลองการแปรงฟันในการศึกษานี้เทียบเท่ากับการแปรงฟันเป็นเวลาเพียง 4 ปี ดังนั้น ควรมีการศึกษาในระยะยาวเพิ่มเติม ร่วมกับมีปัจจัยอื่น ๆ ที่ส่งผลต่อความหยาบและความมันเงาพื้นผิวของวัสดุนาโนคอมโพสิต เช่น ระบบหัวกรอในการขัดแต่ง อุนหภูมิ อาหาร เครื่องดื่ม ความเป็นกรดต่าง และการบดเคี้ยว เป็นต้น รวมไปถึงควรมีการศึกษาในวัสดุบูรณะฟันกลุ่มอื่น ๆ ที่มีองค์ประกอบวัสดุอุดแทรกกระต๋บนานาโนเมตร เช่น เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ เป็นต้น

สรุปผลการศึกษา

การศึกษานี้สรุปได้ว่า นาโนคอมโพสิตที่นำมาทดสอบทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์ เมื่อผ่านการจำลองการแปรงฟัน 40,000 รอบ จะมีความหยาบพื้นผิวเพิ่มขึ้นและความมันเงาตกลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ วัสดุที่มีวัสดุอุดแทรกขนาดเล็กและมีรูปร่างกลมหรือสมำเสมอจะมีความหยาบและความมันเงาพื้นผิวที่เปลี่ยนไปน้อยกว่าวัสดุที่มีวัสดุอุดแทรกหลายประเภท มีขนาดใหญ่ หรือมีรูปร่างที่ไม่สมำเสมอ อย่างไรก็ตาม นาโนคอมโพสิตทั้ง 4 ผลิตภัณฑ์ ยังคงมีค่าความหยาบและความมันเงาพื้นผิวอยู่ในระดับที่สามารถใช้งานทางคลินิกได้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร. สรณันท์ จันทรางศุ ที่ให้คำปรึกษาเกี่ยวกับการใช้สถิติ รวมถึงเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ เจ้าหน้าที่ภาควิชาชีวเคมี และเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือ แนะนำ ในการใช้เครื่องมือที่เกี่ยวข้องกับการทำวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Bayne SC, Thompson JY. Biomaterials. In: Heymann H, Swift E, Ritter A, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 6th ed. Mosby; 2012. p. e4.
2. Chen MH. Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89(6):549-60.
3. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010;26(4):337-44.
4. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(2):102-8; discussion 9.
5. Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF, Nunes OB. Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J* 2005;16(1):39-44.
6. Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J* 2010;29(2):213-23.
7. Marghalani HY. Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *J Appl Oral Sci* 2010;18(1):59-67.
8. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2007;19(4):214-24; discussion 25-6.
9. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* 1994;10(5):325-30.
10. 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.
11. American Dental Association. Product Review: Polishing systems. Chicago: *American Dental Association* 2010.
12. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(1):9-20.
13. Tellefsen G, Liljeborg A, Johannsen A, Johannsen G. The role of the toothbrush in the abrasion process. *Int J Dent Hyg* 2011;9(4):284-90.
14. 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.
15. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time *in vitro*. *Dent Mater* 2006;22(2):146-65.
16. da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* 2010;38 Suppl 2:e123-8.
17. Wang L, Garcia FC, Amarante de Araujo P, Franco EB, Mondelli RF. Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing test. *J Esthet Restor Dent* 2004;16(5):303-14; discussion 14-5.

18. Lefever D, Perakis N, Roig M, Krejci I, Ardu S. The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *Am J Dent* 2012;25(1):54-8.
19. AlAli M, Silikas N, Satterthwaite J. The Effects of Toothbrush Wear on the Surface Roughness and Gloss of Resin Composites with Various Types of Matrices. *Dent J (Basel)* 2021;9(1):8.
20. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H, Kanehira M, Finger WJ. Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dent Mater J* 2014;33(5):599-606.
21. Sang EJ, Song JS, Chung SH, Jin BH, Hyun HK. Influence of a new polishing system on changes in gloss and surface roughness of resin composites after polishing and brushing. *Dent Mater J* 2021;40(3):727-35.
22. International Organization for Standardization. ISO 14569-1 Dental materials—guidance on testing of wear resistance. Part 1: wear by tooth brushing. Geneva: ISO; 2007.
23. International Organization for Standardization. ISO 11609 Dentistry-Toothpaste-Requirements, test methods and marking. 3 ed. Geneva: ISO; 2017.
24. Abzal MS, Rathakrishnan M, Prakash V, Vivekanandhan P, Subbiya A, Sukumaran VG. Evaluation of surface roughness of three different composite resins with three different polishing systems. *J Conserv Dent* 2016;19(2):171-4.
25. de Moraes RR, Goncalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent* 2009;34(5):551-7.
26. Nithya K, Sridevi K, Keerthi V, Ravishankar P. Evaluation of Surface Roughness, Hardness, and Gloss of Composites After Three Different Finishing and Polishing Techniques: An *In Vitro* Study. *Cureus* 2020;12(2):e7037.
27. Monteiro B, Spohr AM. Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices. *J Int Oral Health* 2015;7(7):1-5.
28. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface Roughness of Nanofill and Nanohybrid Resin Composites after Polishing and Brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007;19(5):265-73.
29. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A, et al. Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J* 2009;28(6):708-16.
30. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res Tech* 2019;82(10):1756-67.
31. Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent* 2005;30(3):282-9.
32. Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E. Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. *J Esthet Restor Dent* 2015;27(5):300-6.
33. Kukiattrakoon B, Tantanuch S, Peerasukprasert T, Chanmanee N, Chaisomboonphun P, Rodklai A. Surface roughness and erosion of nanohybrid and nanofilled resin composites after immersion in red and white wine. *J Conserv Dent* 2016;19(1):51.
34. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of fluoride releasing restorative dental materials. *Dent Mater J* 2018;37(2):293-300.
35. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The *in vivo* perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004;196(1):42-5; discussion 31.
36. Miyazaki CL, Medeiros IS, Santana IL, Matos Jdo R, Rodrigues Filho LE. Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength. *Braz Oral Res* 2009;23(3):241-7.
37. da Silva MA, Fardin AB, de Vasconcellos RC, Santos Lde M, Tonholo J, da Silva JG, Jr., et al. Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. *Microsc Microanal* 2011;17(3):446-51.
38. Dos Santos PA, Garcia PP, De Oliveira AL, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Chemical and morphological features of dental composite resin: influence of light curing units and immersion media. *Microsc Res Tech* 2010;73(3):176-81.
39. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int Oral Health* 2015;7(7):63-70.
40. da Silva EM, de Sa Rodrigues CU, Dias DA, da Silva S, Amaral CM, Guimaraes JG. Effect of toothbrushing-mouthrinse-cycling on surface roughness and topography of nanofilled, microfilled, and microhybrid resin composites. *Oper Dent* 2014;39(5):521-9.
41. Mohammed A. Al-Ateeg ASA-G, Mohammed G. Al-Otaibi, Khalid H. Al-Rasheed, Ahmed F. Al-Otaibi, Nashaat M. Magdy. Surface Gloss of Resin Composite Restorative Materials Finished/Polished With Different Systems. *IOSR J Dent Med Sci* 2018;17(6):48-53.
42. O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res* 1984;63(5):685-8.
43. Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):370-6.

The Outcome of Two-jaw Orthognathic Surgery Using 3-Dimensional Analysis of Virtual Surgical Planning: A Retrospective Study

Sappasith Panya¹, Wichuda Kongsong¹, Keskanya Subbalekha¹

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

Abstract

The purpose of this study was to evaluate outcomes of three-dimensional analysis of virtual surgical planning for two-jaw orthognathic surgery. A retrospective study of 13 patients (four males, nine females) was conducted. Cone beam computed tomography images were imported into a Dolphin program, virtual surgical planning was performed and used to fabricate surgical splints. Postoperatively, the planned and actual position were generated as a three-dimensional skeletal model using a Dolphin program. Then, ten bone positions were created and 30 values were measured to compare the predicted outcomes and actual outcomes at six months after surgery. The mean age of the 13 patients was 29 years old. The mean difference of the total of the ten bone positions in the antero-posterior direction was 1.76 ± 2.83 mm, in the vertical direction was 2.12 ± 1.47 mm, and in the medio-lateral direction was 0.91 ± 0.76 mm. There was a significant difference between the antero-posterior position at the A-point ($P = 0.006$) and the planned position. In conclusion, the utilization of virtual surgical planning by the Dolphin program was a reliable method for two-jaw orthognathic surgery, and the antero-posterior position at the A-point of the maxilla was still a sensible position.

Keywords: Computer aided surgical simulation, Orthognathic surgery, Virtual surgery, Virtual surgical planning

Received Date: Jun 8, 2021 **Revised Date:** Jul 26, 2021 **Accepted Date:** Aug 25, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.31

Correspondence to:

Keskanya Subbalekha, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University 34 Henri Dunant Road, Wang Mai, Patumwan, Bangkok, 10330, Thailand. Tel: 02-218-8592 Fax: 02-218-8581 E-mail: skeskanya@gmail.com

Introduction

Two-jaw orthognathic surgery is an efficient procedure to correct skeletal and occlusal discrepancies. The success of orthognathic surgery relies not only on trained surgical techniques but also on accurate surgical planning. Conventional treatment planning requires multiple analyses,

including a clinical evaluation, 2-dimensional (2D) cephalometric radiography, face-bow transfer and trial surgery on plaster dental models. Then, intermediate and final occlusal splints are fabricated and utilized to guide the position of the maxilla and mandible according to the plan. Although the

conventional process has provided satisfactory results, there are certain limitations such the process being time-consuming and complicated with some inaccuracies.^{1,2}

Currently, three-dimensional (3D) virtual surgical planning (VSP) has been developed and used as a new tool to obtain a comprehensive 3D evaluation of the dentofacial structures, simulate different surgical plans and predict the corresponding results. Moreover, VSP is transferred to actual surgery by using 3D printed splints and guiding templates. Therefore, the utilization of VSP offers more information on the anatomy of the patient during planning, better communication between the surgeon and the orthodontist, a reduction in the operating time and improvement in accuracy.^{2,6} Numerous reports regarding VSP in orthognathic surgery have been published, and most of them investigated feasibility or emphasized the potential benefits of VSP over conventional techniques.^{2,6-8} Recent systematic review and meta-analysis has advocated the use of VSP as an alternative method for the conventional technique for orthognathic surgery, especially for two-jaw surgery.⁶

Several studies have compared the accuracy of VSP in two-jaw orthognathic surgery before and within six weeks after surgery.⁸⁻¹¹ A longer period study, i.e., three or six months postoperatively, of an actual bone position was naturally not only referred to accuracy but also to the stability of the surgery. However, investigation on treatment outcomes of 3D VSP in two-jaw orthognathic surgery for a longer period has been limited.^{12,13} Therefore, the objective of this retrospective study was to assess treatment outcomes of VSP using a Dolphin program by comparing a predicted outcome to an actual outcome (six-month postoperatively).

Materials and Methods

This retrospective cohort study was approved by the Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2020-017). Seventeen patients, who underwent two-jaw orthognathic surgery by one experienced oral and maxillofacial surgeon (S.S.) at the Dental Hospital of the Faculty of Dentistry, Chula-

longkorn University, were initially recruited. Thirteen patients were selected based on the inclusion criteria, including non-growing patients, availability of good quality pre- and postoperative cone beam computed tomography (CBCT), surgical treatment planning using VSP and surgical splints fabricated by 3D printing technology. Patients with craniofacial anomalies, syndromes, history of trauma, previous orthognathic surgery, simultaneous additional surgical procedures, or poor-quality medical record were excluded.

The patients underwent a preoperative CBCT (slice thickness 1 mm) and dental arch scanning two weeks before surgery. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) data of the CBCT scans and stereolithography (STL) data from dental arch scanning were imported into a Dolphin program (version 11.95, Patterson Dental Supply Inc., US) for analysis. After VSP was done, the data of the final designed surgical splints were exported as an STL file to a 3D printer, and then the individual surgical splints were fabricated.

All patients underwent a standard two-jaw orthognathic surgery under general anesthesia. A Le Fort I osteotomy was performed on the maxilla. An intermediate splint was used to guide the planned position of the maxilla. After the maxilla had been fixated with 1.5-mm titanium plates and screws, a bilateral sagittal split ramus osteotomy (BSSRO) procedure was performed on the mandible. A final splint was used to achieve the planned occlusion, then the mandible was fixated with 2-mm titanium plates and screws. Patients were placed in maxillomandibular fixation for two weeks postoperatively.

Six months after surgery, the same protocol of postoperative CBCT scan was performed. Preoperative 3D virtual planning data of each patient was compared with postoperative actual positions of the maxilla and mandible. Demographic data including age, gender, diagnosis, and complications were recorded. All data were collected by one researcher (S.P.).

To assess the accuracy of VSP, differences of final outcomes at six-month postoperatively and surgical planning were determined. The reference planes were the

Frankfort Horizontal Plane (FHP), the midfacial plane (a vertical plane passing through the nasion and perpendicular to the FHP), and the coronal plane (a vertical plane passing through the sella point and perpendicular to the FHP). These reference planes were used for orientation and measurement in each axis. Ten bone reference points were modified from previous studies^{14,15} and created at the maxilla (Fig. 1) and the mandible (Fig. 2) for 3D analysis:

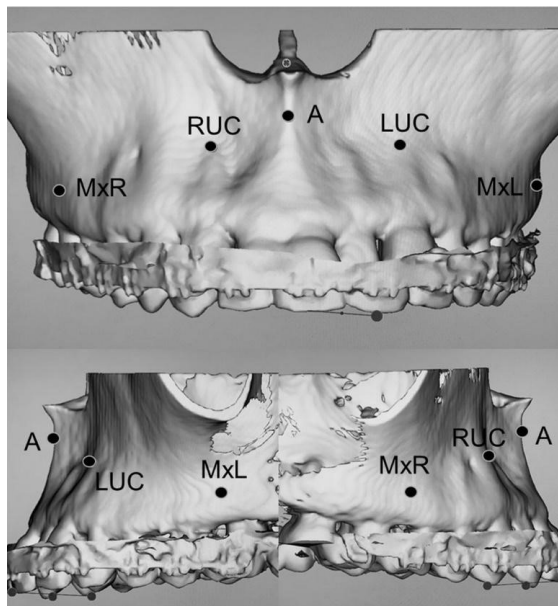


Figure 1 The reference points of the maxilla. A, A-point; RUC, Right upper canine root tip; LUC, Left upper canine root tip; MxR, Right maxillary point; MxL, Left maxillary point

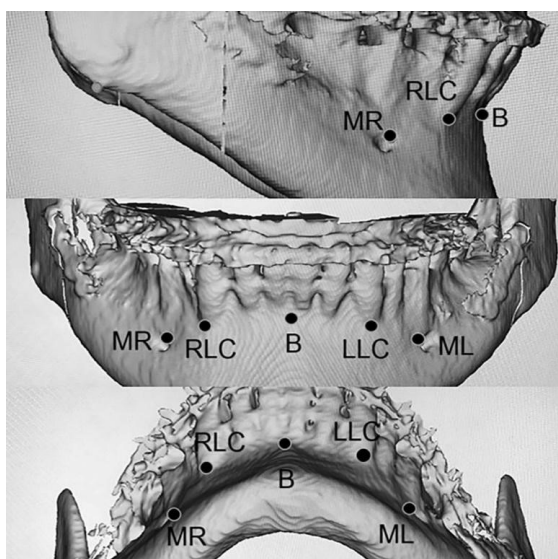


Figure 2 The reference points of the mandible. B, B-point; RLC, Right lower canine root tip; LLC, Left lower canine root tip; MR, Right mandibular point; ML, Left mandibular point

- MAXILLA: A, A-point (most posterior midline point in the concavity of the alveolar bone of the maxilla); RUC, Right upper canine root tip (root apex of the right upper canine); LUC, Left upper canine root tip (root apex of the left upper canine); MxR, Right maxillary point (most convex point on the alveolar bone of the right upper molar); MxL, Left maxillary point (most convex point on the alveolar bone of the right upper molar).

- MANDIBLE: B, B-point (most posterior midline point in the concavity of the alveolar bone of the mandible); RLC, Right lower canine root tip (root apex of the right lower canine); LLC, Left lower canine root tip (root apex of the left lower canine); MR, Right mandibular point (antero-superior point of the right mental foramen); ML, Left mandibular point (antero-superior point of the left mental foramen).

The differences were evaluated by the difference of the distance from the reference points to the reference plane on the preoperative 3D virtual planning and postoperative skeletal 3D model by using the Dolphin program. With ten reference points multiplied by three different axes (X, antero-posterior; Y, vertical; Z, medio-lateral), 30 values were measured pre- and postoperatively for each patient. These references provided sufficient detail about the difference in each direction of the jaw position.

Sample size calculation was performed by a G-power program. Two dependent means comparison with matched paired *t*-test was selectively coordinated with the mean and standard deviation (SD) value of the previous study.¹⁴ The calculated total sample size was five with more than 0.95 power. To determine the reliability of the measurements, a sample of four patients was randomly selected and their images were analyzed again after a two-month interval. The Intra-class Correlation Coefficients (ICC) were computed to assess the intra-observer reliability for the measurements. An ICC score of 0.75 or higher was considered as an acceptable reliability for our quality control criterion. The ICCs of this study were > 0.9 for all measurements, indicating high consistency and reproducibility.

Statistical analysis was performed by using SPSS version 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Results were

expressed descriptively as mean values, including standard deviation of the mean and range. Means of difference in planned and actual outcomes were compared by the paired *t*-test. In addition, subgroup analysis was analyzed using the independent *t*-test. A *P* value of <0.05 was considered significant. Correlation and regression analysis were performed depending on the results.

Results

Demographic data

Thirteen patients met the inclusion criteria for participants, of which four were male and nine were female with a mean age of 29 years old (ranging from 20 to 54 years old). All the patients were diagnosed with “facial asymmetry”. There were no eventful complications during and postoperative surgery in all the patients. Overall clinical outcomes were satisfied.

Treatment Outcome

The majority of the operation aimed to correct canting of the maxilla (11 of 13 patients). Nine of the 13 patients underwent correction of the antero-posterior

position of the maxilla. The mean surgical change of the maxillary position was 3.07 mm in the vertical direction, 1.76 mm in the antero-posterior direction, and 0.31 mm in the medio-lateral direction.

In general, the mean difference of a total of ten bone positions in the antero-posterior direction was 1.76 ± 2.83 mm, the vertical direction was 2.12 ± 1.47 mm, and the medio-lateral direction was 0.91 ± 0.76 mm. Separately, the mean difference of the maxillary bone positions was lower than of the mandibular bone positions. To be precise, the exact value was antero-posterior: vertical: mediolateral = 1.35: 1.86: 0.85 mm in the maxilla and 2.16: 2.37: 0.91 mm in the mandible.

Postoperatively, there was a significant difference of antero-posterior position at the A-point (*P* = 0.006) compared with the planned position. The mean difference of the antero-posterior position at the A-point was 1.56 ± 1.7 mm. The mean differences of the planned and actual positions of the maxilla and the mandible are shown in Tables 1 and 2, respectively.

Table 1 The differences of the planned and the actual positions of the maxilla

Variable-Axis	Planned (mm) (mean $\pm$ SD)	Actual (mm) (mean $\pm$ SD)	Difference (mm) (mean $\pm$ SD)	<i>P</i> -value
A-X	42.2 $\pm$ 2.9	40.64 $\pm$ 3.1	1.56 $\pm$ 1.7	0.006*
A-Y	26.73 $\pm$ 4.5	26.32 $\pm$ 5.7	0.41 $\pm$ 2.4	0.55
A-Z	0.9 $\pm$ 0.4	0.86 $\pm$ 0.7	0.03 $\pm$ 0.7	0.86
RUC-X	35.27 $\pm$ 3.3	35.01 $\pm$ 2.9	0.25 $\pm$ 1.6	0.59
RUC-Y	24.82 $\pm$ 4	24.87 $\pm$ 5.4	0.04 $\pm$ 2.6	0.95
RUC-Z	16.04 $\pm$ 2	15.76 $\pm$ 1.9	0.28 $\pm$ 0.8	0.26
LUC-X	34.4 $\pm$ 3.2	34.06 $\pm$ 2.9	0.34 $\pm$ 2	0.56
LUC-Y	25.71 $\pm$ 4.7	25.43 $\pm$ 5.9	0.28 $\pm$ 2.4	0.68
LUC-Z	15.79 $\pm$ 1.9	15.55 $\pm$ 1.8	0.2 $\pm$ 1.4	0.62
MxR-X	21.98 $\pm$ 6	21.57 $\pm$ 5.7	0.4 $\pm$ 1.7	0.42
MxR-Y	33.07 $\pm$ 5.3	32.64 $\pm$ 5.5	0.42 $\pm$ 2.2	0.51
MxR-Z	28.73 $\pm$ 1.8	29.08 $\pm$ 1.3	0.34 $\pm$ 1.4	0.41
MxL-X	20.96 $\pm$ 5.3	20.81 $\pm$ 5.3	0.14 $\pm$ 1.8	0.78
MxL-Y	34.38 $\pm$ 6.1	33.35 $\pm$ 6.1	1.01 $\pm$ 2.5	0.18
MxL-Z	28.33 $\pm$ 1.8	28.23 $\pm$ 2.3	0.1 $\pm$ 0.9	0.71

Paired *t*-test. * Significant at *P* < .05.

Table 2 The differences of the planned and the actual positions of the mandible

Variable-Axis	Planned (mm) (mean ± SD)	Actual (mm) (mean ± SD)	Difference (mm) (mean ± SD)	P-value
B-X	39.6 ± 6.4	39.06 ± 6.2	0.53 ± 2.6	0.48
B-Y	65.2 ± 5.6	64.09 ± 5	1.1 ± 2.8	0.18
B-Z	1.06 ± 1.4	1.07 ± 1.1	0.01 ± 1.1	0.96
RLC-X	34.89 ± 6.1	34.47 ± 5.6	0.41 ± 2.7	0.59
RLC-Y	64.52 ± 4.3	64.14 ± 5.4	0.37 ± 2.4	0.59
RLC-Z	14.73 ± 1.3	14.29 ± 1.9	0.44 ± 1.5	0.32
LLC-X	34.58 ± 5.9	34.6 ± 5.4	0.01 ± 2.9	0.99
LLC-Y	65.11 ± 5.3	64.24 ± 6.3	0.87 ± 2.5	0.24
LLC-Z	14.57 ± 2.1	14.47 ± 2.1	0.10 ± 1.1	0.77
RM-X	27.17 ± 6.4	26.79 ± 4.7	0.38 ± 2.6	0.61
RM-Y	67.89 ± 4.5	67.12 ± 5.4	0.76 ± 3.2	0.41
RM-Z	22.6 ± 2.3	22.05 ± 2.8	0.55 ± 1.2	0.13
LM-X	25.31 ± 6.3	25.31 ± 5.7	0.001 ± 3.2	1
LM-Y	69.14 ± 5.9	68.27 ± 5.9	0.87 ± 2.3	0.21
LM-Z	23.26 ± 2.8	23.64 ± 2.9	0.38 ± 1.3	0.31

Paired t-test.

Subgroup analysis

According to the results, there was a significant difference at the A-point and all the patients of the present study had facial asymmetry so that maxillary canting correction was needed. To find if the degree of the antero-posterior or the vertical movement of the maxilla affected the post-operative jaw position, the patients were divided into two groups. The mean surgical change in the antero-posterior direction was 1.76 mm and the vertical direction was 3.07 mm,

therefore, 2 and 4 mm were used as cut-off values to divide the patients for comparison of the mean difference in the antero-posterior and the vertical directions, respectively. While the difference in the antero-posterior position of the maxilla was compared, there was no significant difference between the two groups (Table 3). Also, no significant differences were found on the vertical position of the posterior maxilla between the groups (Table 4).

Table 3 Subgroup analysis of the difference in the antero-posterior (AP) position of the maxilla

	n	Mean of difference (mm)	SD
AP change > 2 mm	3	2.49	1.97
AP change ≤ 2 mm	10	1.56	1.33
		P-value	0.35

Independent t-test.

Table 4 Subgroup analysis of the difference in the vertical position of the posterior maxilla

	Vertical change	n	Mean of difference (mm)	SD	P-value
Right posterior maxilla	≥ 4 mm	5	1.37	1.77	0.44
	< 4 mm	8	2.03	1.23	
Left posterior maxilla	≥ 4 mm	5	2.77	2.64	0.25
	< 4 mm	8	1.5	1.17	

Independent t-test.

Correlation of the difference in the antero-posterior position at A-point and movement of the maxilla

The difference in the antero-posterior position at the A-point of the maxilla was the only significant value of the planned and actual postoperative outcomes. Spearman's

correlation was used to analyze the relationship between this difference and the maxillary movement of each direction (antero-posterior, vertical, and medio-lateral direction). However, this correlation was not significant (Table 5). Therefore, no further regression analysis was performed.

Table 5 Correlation of the difference in the antero-posterior position at the A-point (A) and the maxillary movement of each direction

Difference	Spearman's correlation	Maxillary movement (mm)		
		Antero-posterior	Vertical	Medio-lateral
A-X	r_s	0.27	-0.24	0.06
	P value	0.37	0.41	0.84
A-Y	r_s	-0.13	-0.04	0.34
	P value	0.66	0.9	0.25
A-Z	r_s	0.25	0.08	-0.30
	P value	0.4	0.78	0.31

Discussion

This study evaluated the outcome of two-jaw surgery that used 3D VSP for surgical planning and surgical splint fabrication. The position of the maxilla and mandible were compared between the planned and the six-month postoperative actual values. Ten references to the bone anatomy in three dimensions were used, therefore 30 values were compared. There were no significant differences in any of the values except the antero-posterior position of the maxillary A-point. Kim *et al.*¹⁴ reported approximately 1.01 ± 0.3 mm error at both the A-point and the anterior nasal spine (ANS) from the 3D study which was lower than in the present study (1.56 ± 1.7 mm at A-point). This inferred sensible intraoperative positioning of the anterior maxilla. Kim *et al.*¹⁴ suggested that the A-point and the ANS, including the posterior nasal spine, are always the site of bone removal during the surgical procedure, therefore, a large difference between the planned and the actual outcomes may be found at these areas.

The present study showed that the mean difference value of the antero-posterior: the vertical: the mediolateral was 1.35: 1.86: 0.85 mm in the maxilla and 2.16: 2.37: 0.91 mm in the mandible. This revealed the overall linear difference

between virtual planning and surgical outcomes of the maxilla was less than those of the mandible in all directions. The results were similar with other studies.^{8,9,12,16} Thus, it may indicate that the use of VSP works better on the maxilla than on the mandible.⁹ A possible explanation of the significant difference in the position of the mandible than the position of the maxilla might be the rotation of the condylar axis after two-jaw orthognathic surgery.¹⁷ In addition, it was found that the overall linear difference in the medio-lateral direction is less than those of other directions in both the maxilla and the mandible. This was 0.85 mm for the maxilla and 0.91 mm for the mandible. It was comparable to the study by Zhang *et al.*⁹ that showed the use of VSP was the best control for the deviation from the midfacial plane.

The success criteria to evaluate the accuracy was set as 2 mm for the linear difference, and 4° for the angular difference in most publications.^{4,10,18} In this study, the mean linear difference in all directions were below 2 mm, which indicated that VSP was an accurate and reproducible tool for treatment planning in 2-jaw orthognathic surgery. Unfortunately, angular differences were not included in

this study. Nevertheless, Kogou *et al.*¹⁶ suggested that the changes in distance were larger than the changes in angle measurement. Thus, the 3D angle measurement was less effective in actual outcome evaluation.

Treatment outcomes of the utilization of VSP in two-jaw orthognathic surgery should include both accuracy and stability. Therefore, a study should compare the preoperative data with immediate, including long-term data after surgery. Nonetheless, numerous publications evaluated the planned positions compared with the actual position immediately after surgery or before orthodontic movement.⁸⁻¹¹ These provided the results about accuracy, but these lacked stable information. Kim *et al.*¹⁴ and Kogou *et al.*¹⁶ evaluated accuracy and stability after orthognathic surgery using 3D planning by comparing plans with early and long-term outcomes. They reported that VSP offered the predicted position of the jaws. Additionally, only minimal change was observed between early and long-term outcomes, this referred to the stability of the maxillary and mandibular positions. Because of these stable positions, some studies reported the results in longer periods without immediate or early postoperative data.^{12,13} They also reported that using VSP is reliable for diagnosis, planning, and manufacture of surgical splints using 3D printing technology. Our study showed the actual treatment outcomes at six-month postoperatively, and the results were concordant with those previous studies.

Landmark identification or reference selection was also an important factor equal to measurement technique. Reference markings on dental structures such as cusp tips were convenient and reproducible. However, dental reference is not reliable in a long-term study because the tooth positions are changed by orthodontic treatment at all time points. Bone references are preferable.¹⁴ This study also measured the differences on the bone at the canine root tip. Presurgical orthodontic adjustments usually created a sufficient incisor overjet, corrected the tooth discrepancy and aided in providing a solid class I

canine relationship at surgery and in the final outcome.¹⁹ The canine should be minimally affected by post surgical orthodontic movement when the class I canine relationship was achieved. However, they still might be influenced by orthodontic treatment. Therefore, most reference points of the present study used the bone references that were negligibly affected by orthodontic movement, so the pre- and postoperative data were compared at the identical landmarks.

All the patients in this study presented with facial asymmetry, an accurate correction was extremely challenging. Furthermore, most of their surgical planning was maxillary canting correction. The correction of the maxillary position is the foundation of two-jaw orthognathic surgery. Failure to do so can lead to poor aesthetic results and remaining facial asymmetry. The accurate presurgical analysis, planning, and surgical technique are required for successful outcomes when the facial asymmetry has been addressed.²⁰ The results of this study demonstrated that the vertical changes were not significantly different between planned and actual outcome at six months after surgery. Also, the more vertical change was not provided the more difference of these values. The results implied that the VSP is one of the well-developed instruments to obtain the satisfactory results for facial asymmetry correction.

The limitation of this study was the availability of CBCT scans. To date, it is not a standard follow up tool for postoperative orthognathic surgery patients. Therefore, it is difficult to perform a prospective study and to gain a large number of study participants. Because of limited resources, the methodology of the present research is mostly dependent on the available CBCT and virtual 3D program in each particular research center. Hence, until a standard 3D-cephalometric analysis is developed, it would be difficult to create a well-constructed research project or accumulate identical information to perform a meta-analysis study. Prospective studies including series CBCT scan and standard pre- and postoperative 3D cephalometric analysis should be further investigated to provide more reliable outcomes.

Conclusion

Regarding the results of the present study, 3D imaging and VSP was a reliable method for two-jaw orthognathic surgery and provided acceptable treatment outcomes. However, the antero-posterior position at the A-point of the maxilla was a sensible position. Further studies should be performed to gain additional data and amend the limitations of the present study.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge Dr. Sunisa Rochanavibhata for statistical analysis suggestions, and Assoc. Prof. Dr. Somchai Sessirisombat for the permission to include his patients in this study.

Conflicts of interest: No conflict of interest to declare.

References

1. Sharifi A, Jones R, Ayoub A, Moos K, Walker F, Khambay B, *et al.* How accurate is model planning for orthognathic surgery? *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37(12):1089-93.
2. Schneider D, Kammerer PW, Hennig M, Schon G, Thiem DGE, Bschorer R. Customized virtual surgical planning in bimaxillary orthognathic surgery: a prospective randomized trial. *Clin Oral Investig* 2019;23(7):3115-22.
3. Swennen GR, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(10):2080-92.
4. Stokbro K, Aagaard E, Torkov P, Bell RB, Thygesen T. Virtual planning in orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43:957-65.
5. Alkhayer A, Piffko J, Lippold C, Segatto E. Accuracy of virtual planning in orthognathic surgery: a systematic review. *Head Face Med* 2020;16(1):34.
6. Chen Z, Mo S, Fan X, You Y, Ye G, Zhou N. A Meta-analysis and Systematic Review Comparing the Effectiveness of Traditional and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery: Based on Randomized Clinical Trials. *J Oral Maxillofac Surg* 2021;79(2):471 e1- e19.
7. Kim DS, Woo SY, Yang HJ, Huh KH, Lee SS, Heo MS, *et al.* An integrated orthognathic surgery system for virtual planning and image-guided transfer without intermediate splint. *J Craniomaxillofac Surg* 2014;42(8):2010-7.
8. Gossett CB, Preston CB, Dunford R, Lampasso J. Prediction accuracy of computer-assisted surgical visual treatment objectives as compared with conventional visual treatment objectives. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(5):609-17.
9. Zhang N, Liu S, Hu Z, Hu J, Zhu S, Li Y. Accuracy of virtual surgical planning in two-jaw orthognathic surgery: comparison of planned and actual results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016;122(2):143-51.
10. Hsu SS, Gateno J, Bell RB, Hirsch DL, Markiewicz MR, Teichgraber JF, *et al.* Accuracy of a Computer-Aided Surgical Simulation Protocol for Orthognathic Surgery: A Prospective Multicenter Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71(1):128-42.
11. Tucker S, Cevdanes LH, Styner M, Kim H, Reyes M, Proffit W, *et al.* Comparison of actual surgical outcomes and 3-dimensional surgical simulations. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:2412-21.
12. Zinser MJ, Mischkowski RA, Sailer HF, Zöller JE. Computer-assisted orthognathic surgery: feasibility study using multiple CAD/CAM surgical splints. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 113(5):673-87.
13. Aboul-Hosn Centenero S, Hernandez-Alfaro F. 3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results - our experience in 16 cases. *J Craniomaxillofac Surg* 2012;40(2):162-8.
14. Kim JW, Kim JC, Jeong CG, Cheon KJ, Cho SW, Park IY, *et al.* The accuracy and stability of the maxillary position after orthognathic surgery using a novel computer-aided surgical simulation system. *BMC Oral Health* 2019;19.
15. Kim KY, Bayome M, Kim K, Han SH, Kim Y, Baek SH, *et al.* Three-dimensional evaluation of the relationship between dental and basal arch forms in normal occlusion. *Korean J Orthod* 2011;41(4):288-96.
16. Kogou T, Takaki T, Shibahara T. Three-dimensional Analysis and Evaluation in Orthognathic Surgical Cases with Facial Asymmetry. *Bull Tokyo Dent Coll* 2018;59(3):147-61.
17. Kim YI, Cho BH, Jung YH, Son WS, Park SB. Cone-beam computerized tomography evaluation of condylar changes and stability following two-jaw surgery: Le Fort I osteotomy and mandibular setback surgery with rigid fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111(6):681-7.
18. Schouman T, Rouch P, Imholz B, Fasel J, Courvoisier D, Scolozzi P. Accuracy evaluation of CAD/CAM generated splints in orthognathic surgery: a cadaveric study. *Head Face Med* 2015;11:24.
19. Wolford LM, Stevao ELL, Alexander CM, Goncalves JR, Rodrigues DB. Orthodontics for orthognathic surgery. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, editors. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 3rd ed. Shelton: PMPH-USA; 2011. P. 1263-94.
20. Kongsong W, Rochanavibhata S. Reoperative genioplasty: a 10-year retrospective study. *Oral Maxillofac Surg* 2021; 26(1):91-8. DOI:10.1007/s10006-021-00964-w

ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีฟันของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก: การศึกษาในมนุษย์

Reliability and Validity in Tooth Color Measurement of Spectrophotometer and Intraoral Scanners : *In-vivo Study*

ัญชนก ปุณณะภักดี¹, ชัยวัฒน์ มณีบุญ¹

Tanchanok Puranapakdee¹, Chaiwat Maneenut¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

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

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินและเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีฟันธรรมชาติของมนุษย์ด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก โดยใช้ฟันตัดซี่กลางด้านขวาบน (ซี่ 11) ของผู้ร่วมในการศึกษาจำนวน 50 คน ในการทดสอบ ทำความสะอาดฟันด้วยผงฟอมิส ล้างด้วยน้ำจากที่เป่าลมและน้ำ บ้วนปากด้วยน้ำเปล่า ซับฟันให้แห้งด้วยผ้าก๊อช แบ่งกลุ่มการทดลองออกเป็น 3 กลุ่ม ตามเครื่องที่ใช้ในการวัดสี ได้แก่ กลุ่มเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีแอนด์ไฟว์ (VITA Easshade® V) กลุ่มเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริโอส 3shape (TRIOS 3shape) และกลุ่มเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเอร์ค ออมนิแคม (CEREC Omnicam) ทำการวัดสีฟันที่ตำแหน่งกึ่งกลางคอฟัน กึ่งกลางตัวฟัน และ กึ่งกลางปลายฟัน ตามลำดับบันทึกสีที่วัดได้เป็นค่าสีของไวต้าทรีดีมาสเตอร์ (Vita 3D-MASTER) นำค่าที่บันทึกมาหาค่าความเชื่อมั่นที่แสดงถึงความไม่เปลี่ยนแปลงของสีที่วัดได้ในตัวอย่างเดียวกันเมื่อทำการวัดซ้ำ ๆ โดยใช้สถิติแลนดอล์ฟคัปปา (Randolph kappa) และใช้สถิติไคสแควร์ (Chi's square) หาค่าความเที่ยงตรงที่แสดงถึงความสามารถของเครื่องมือในการวัดสีที่ถูกต้อง ผลการศึกษาพบว่า ค่าความเชื่อมั่นในการวัดสีฟันของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากทริโอส 3shape อยู่ในระดับดี (อยู่ในช่วง 0.61-0.80) และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเอร์ค ออมนิแคมอยู่ในระดับปานกลาง (อยู่ในช่วง 0.41-0.60) สำหรับความเที่ยงตรงในการวัดสีฟันเมื่อเทียบกับเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริโอส 3shape มีค่าร้อยละ 28.2 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเอร์ค ออมนิแคมมีค่าร้อยละ 27.7 ซึ่งทั้งสองค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p=0.210$) สรุปได้ว่า ความเชื่อมั่นในการวัดสีฟันธรรมชาติของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริโอส 3shape อยู่ในระดับดี เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเอร์ค ออมนิแคมอยู่ในระดับปานกลาง ความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์

คำสำคัญ : การวัดสีฟัน, การศึกษาในมนุษย์, เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก, สเปกโตรโฟโตมิเตอร์

Abstract

The aim of this study was to evaluate and compare reliability and validity of spectrophotometer and intraoral scanners for human tooth color measurement. Subjects were right maxillary central incisors of 50 volunteers. The tooth was cleaned by pumice, rinsed with water spray and distilled water and moist dried with gauze. Color measurement was consecutively performed at cervical, middle and incisal areas by VITA Easshade® V spectrophotometer, TRIOS 3shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner. The color was recorded as VITA 3D-MASTER color system. Data was analyzed using Randolph kappa for reliability and chi's square for validity. The result shown that

the reliability of VITA Easyshade® V spectrophotometer and TRIOS 3Shape intraoral scanner was in the good strength of agreement (between 0.61-0.80) and CEREC Omnicam intraoral scanner was in the moderate strength (between 0.41-0.60). The validity of TRIOS 3Shape intraoral scanner was 28.2 % and of CEREC Omnicam intraoral scanner was 27.7 % when compared to VITA Easyshade® V spectrophotometer. There was no significantly different in validity between CEREC Omnicam intraoral scanner and TRIOS 3Shape intraoral scanner ($p = 0.210$). It can be concluded that the reliability of VITA Easyshade® V spectrophotometer and TRIOS 3 shape intraoral scanner was in the good range and CEREC Omnicam intraoral scanner was in the moderate range. The validity of both intraoral scanners was not significantly different but significant less than VITA Easyshade® V spectrophotometer.

Keywords: Tooth color measurement, *In vivo* study, Intraoral scanner, Spectrophotometer

Received Date: Jul 16, 2021

Revised Date: Aug 6, 2021

Accepted Date: Jul 26, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.32

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :

ธัญชนก ปุณณะภักดี, ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทร: 02-218-8795, 099-895-3568, อีเมล: toeeeyy@gmail.com

Correspondence to :

Tanchanok Puranapakdee, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand. Tel: 02-218-8795, 099-895-3568, Email: toeeeyy@gmail.com

บทนำ

วัตถุประสงค์หลักของการรักษาทางทันตกรรมบูรณะคือการบูรณะฟันให้ได้รูปร่างที่ดี สามารถใช้งานได้ และมีความสวยงาม ซึ่งความสวยงามนั้นเป็นสิ่งที่ทำได้ยากเพราะฟันธรรมชาติมีลักษณะที่ค่อนข้างซับซ้อนและมีรายละเอียดต่าง ๆ มากมาย โดยเฉพาะอย่างยิ่งเรื่องของสีฟันซึ่งเป็นสีโดยรวมที่เกิดจากชั้นเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน โครงสร้างเหล่านี้มีคุณสมบัติในการดูดแสงให้แสงส่องผ่าน หรือสะท้อนกลับได้แตกต่างกัน นอกจากนั้น สีของฟันหลังและบริเวณรอบข้างของฟันก็มีอิทธิพลต่อสีของฟันด้วย ส่วนการมองเห็นสีฟันนั้นเกิดจากการที่แสงจากแหล่งกำเนิดตกกระทบกับฟันแล้วสะท้อนมายังตา จากนั้นตาและสมองจะทำงานร่วมกันเพื่อแปลงข้อมูลของแสงที่ได้รับให้กลายเป็นสีต่าง ๆ ปัจจัยที่กล่าวมาเหล่านี้ส่งผลต่อการเลือกสีทางทันตกรรม¹

การเลือกสีฟันที่จะบูรณะให้ใกล้เคียงและกลมกลืนกับฟันธรรมชาติต้องอาศัยการประเมินสีฟันเพื่อการเลือกสีของวัสดุหรือส่งต่อและสื่อสารกับช่างทันตกรรมเพื่อสร้างชิ้นงานที่มีสีตามต้องการ¹ ในการเทียบสีทางทันตกรรมที่เกี่ยวข้องกับความสวยงามเช่น การบูรณะในฟันหน้า จะมีการทำแผนที่ภาพสี (color mapping)² ของฟันโดยแบ่งฟันออกเป็นสามตำแหน่งคือ คอฟัน กึ่งกลางฟัน และปลายฟันเนื่องจากในแต่ละตำแหน่งจะมีความหนาของเคลือบฟัน และเนื้อฟัน

ที่แตกต่างกัน ทำให้สีที่สะท้อนกลับออกมาไม่เหมือนกัน ส่วนการเทียบสีนั้นสามารถทำได้หลายวิธี เช่น ใช้ชุดเทียบสี (shade guide) ใช้เครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (spectrophotometer) และใช้เครื่องคลอริมิเตอร์ (colorimeter) ซึ่งวิธีที่ได้รับความนิยมมากและใช้กันมานานคือ การใช้ชุดเทียบสี ซึ่งอาศัยการมองด้วยตาของทันตแพทย์เพียงอย่างเดียว วิธีการนี้มีปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องคือ ปัจจัยภายในตัวบุคคล เช่น ประสบการณ์ ความชำนาญ และความล้าของสายตาทันตแพทย์ และปัจจัยภายนอก เช่น สีและแสงจากสิ่งแวดล้อม³ มีการศึกษาก่อนหน้าของ Haselton ในปี ค.ศ. 2000^{4,5} พบว่างานบูรณะฟันด้วยวัสดุสีเหมือนฟันที่เลือกสีโดยใช้ชุดเทียบสีมีการเลือกสีผิดเฉลี่ยร้อยละ 44-63 ต่อมาได้มีการผลิตเครื่องวัดสีเพื่อใช้ในทางทันตกรรมได้แก่ สเปกโตรโฟโตมิเตอร์และคลอริมิเตอร์โดยสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสง ระบบวัดแสง และระบบประมวลผลที่สามารถแสดงผลในระบบซีไออีแลบ (CIE lab) และระบบสีไวต้าทรีดีมาสเตอร์ (VITA 3D-MASTER) เครื่องจะวัดปริมาณแสงและคลื่นที่มีการสะท้อนกลับมาจากหลังตกกระทบลงบนพื้นผิวของฟัน⁶ เมื่อเปรียบเทียบกับสายตามนุษย์พบว่า สเปกโตรโฟโตมิเตอร์มีความแม่นยำมากกว่าและเลือกสีได้ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติหรือวัสดุที่อยู่ใกล้เคียง^{7,8} ซึ่งสิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงในการวัดสีด้วยเครื่องมือ

วัดสีคือ ความเชื่อมั่น (reliability) ที่แสดงถึงความไม่เปลี่ยนแปลงของสีที่วัดได้ในตัวอย่างเดียวกันเมื่อทำการวัดซ้ำ ๆ และความเที่ยงตรง (validity) ที่แสดงถึงความสามารถของเครื่องมือในการวัดได้สีที่ถูกต้อง⁹ มีการศึกษาในห้องปฏิบัติการหลายการศึกษาที่พบว่า สเปคโตรโฟโตมิเตอร์หลายผลิตภัณฑ์ให้ค่าความเชื่อมั่นที่สูงและใกล้เคียงกันในระดับที่มากกว่าร้อยละ 96 แต่ความเที่ยงตรงนั้นมีความแตกต่างกัน โดยอยู่ในช่วงร้อยละ 67-93^{10,11} สำหรับเครื่องคัลเลอริมิเตอร์นั้น สามารถวัดปริมาณแสงที่มีการสะท้อนกลับมายาหลังตกกระทบพื้นผิวของฟันได้เช่นเดียวกับสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ แต่คัลเลอริมิเตอร์จะทำการตรวจจับเฉพาะความยาวคลื่นของแสงสีแดง เขียว และน้ำเงิน เท่านั้น และให้ความเที่ยงตรงไม่ดีเท่าสเปคโตรโฟโตมิเตอร์^{7,8}

ในปี ค.ศ. 2017 ได้มีการพัฒนาเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก เพื่อบันทึกรายละเอียดของฟันและเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียงภายในช่องปากด้วยระบบดิจิทัล เพื่อใช้ทดแทนการพิมพ์ปากด้วยวัสดุพิมพ์ปาก ไม่ต้องเทปูนหล่อ ลดขั้นตอน ลดเวลา และความไม่สบายของผู้ป่วย¹²⁻¹⁴ รวมไปถึงสามารถสื่อสารกับช่างห้องปฏิบัติการและผู้ป่วยได้ดีขึ้น^{15,16} นอกจากนี้ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากบางผลิตภัณฑ์สามารถเก็บภาพของฟันและวัดสีฟันจากข้อมูลภาพที่เก็บไว้ได้ ซึ่งการวัดและเทียบสีมีหลักการการทำงานเหมือนโปรแกรมแต่งภาพ โดยกำหนดจุดที่ต้องการวัดสีในภาพ จากนั้นเครื่องจะทำการประมวลผลเทียบข้อมูลสีที่ใกล้เคียงกับสีฟันมากที่สุด อย่างไรก็ตามงานวิจัยที่เกี่ยวกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากในปัจจุบันส่วนใหญ่จะศึกษาเกี่ยวกับความแม่นยำในการลอกรายละเอียดของฟันและเนื้อเยื่อโดยรอบเทียบกับการพิมพ์ปากระบบดั้งเดิม¹⁷⁻²¹ ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับการวัดสีหรือเทียบสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากไม่มากนัก^{11,22,23} การศึกษาของ Gottfredsen Kea¹¹ รายงานว่า ประสิทธิภาพการวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากเทียบเท่ากับเครื่องคัลเลอริมิเตอร์และการวัดสีด้วยสายตา การศึกษาของ Hyung-In และคณะ²² พบว่า ความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากและคัลเลอริมิเตอร์นั้นมีค่าที่ดีมาก แต่ความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากนั้นยังไม่เป็นที่น่าเชื่อถือนัก ผู้วิจัยได้เสนอว่าควรมีการศึกษาเพื่อประเมินประสิทธิภาพของเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากเพิ่มมากขึ้น ส่วนการศึกษาของ Brandt และคณะ ในปี ค.ศ. 2017²³ พบว่า ประสิทธิภาพการวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากดีกว่าการวัดสีด้วยสายตาและเทียบเท่าเครื่องวัดสีสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์ (VITA Easys shade[®] V) อย่างไรก็ตามการศึกษาที่กล่าวข้างต้น ทำการทดสอบประสิทธิภาพในการวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์เทียบกับเครื่องมือวัดสีอื่น ๆ โดยใช้ค่าแสดงผลของสีระบบซีไอแอลเป็นหลักและเปรียบเทียบด้วยการหาค่าความ

แตกต่างของสี (delta E) แต่การปฏิบัติงานในคลินิกทันตกรรมส่วนใหญ่เน้น การวัดสีฟันเพื่อเลือกสีวัสดุบูรณะหรือการสื่อสารกับช่างทันตกรรมเพื่อให้สีของวัสดุบูรณะที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติมากที่สุดมักใช้ค่าสีในระบบไวต้าคลาสสิก (VITA classical) หรือ ไวต้าทริติมาสเตอร์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในงานทันตกรรมเพื่อความสวยงามมักจะใช้การเทียบสีในระบบไวต้าทริติมาสเตอร์เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะประเมินและเปรียบเทียบค่าความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของการวัดสีฟันในคลินิกด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากเมื่อวัดค่าสีในระบบไวต้าทริติมาสเตอร์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิจัย

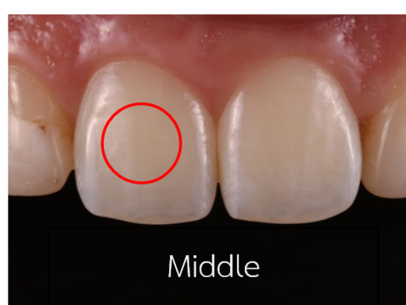
การดำเนินการวิจัยนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ HREC-DCU 2019-035 จำนวนกลุ่มตัวอย่างผู้เข้าร่วมการศึกษาคำนวณจากโปรแกรม Reliability analytics ในเว็บไซต์ https://reliabilityanalyticstoolkit.appspot.com/sample_size?fbclid=IwAR1EBsR6gvDQdXdgsCiX9lmap7z6cj6VU9x5ZvsajbbGh5HLvxLQSMvXLzo โดยใช้ Non-parametric Binomial Reliability demonstration test เมื่อให้ค่า allowed test failure เท่ากับ 5 และค่าความเชื่อมั่น เท่ากับร้อยละ 80 ด้วยค่าความเชื่อถือระดับร้อยละ 95 (confidence level 95%) ได้จำนวนกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 50 คน กำหนดช่วงอายุระหว่าง 20-65 ปี ใช้ฟันตัดซี่กลางด้านขวา (ซี่ 11) ของผู้ร่วมการทดลองในการวัดสี โดยมีเกณฑ์การคัดฟันเข้าคือ ฟันไม่มีวัสดุอุด รอยโรคฟันผุ คราบสี คราบจุลินทรีย์ เหงือกอักเสบ และโรคปริทันต์ มีฟันข้างเคียง ไม่เคยรักษาราก และไม่อยู่ในระหว่างการฟอกสีฟัน โดยผู้ร่วมการทดลองจะได้รับคำแนะนำเกี่ยวกับการดูแลรักษาช่องปาก งดสูบบุหรี่และดื่มชา กาแฟ ในระหว่างการทดลอง

ก่อนการวัดสีฟัน ทำความสะอาดฟันที่จะทดสอบด้วยหัวขัดยางรูปถ้วย (rubber cup) กับผงพัมมิส (pumice) จากนั้นล้างด้วยน้ำจากที่เป่าลมและน้ำ (triple syringe) แล้วให้ผู้เข้าร่วมการศึกษาบ้วนปากด้วยน้ำเปล่า เช็ดฟันด้วยผ้าก๊อชแห้งให้สะอาด วัดสีฟันด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์ บริษัท VITA Zahnfabrik, Germany เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทริออสทริเซฟ บริษัท 3Shape, Denmark และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็ค ออมนิแคม บริษัท Dentsply sirona, USA ตามลำดับ แสงโดยรอบช่องปากมาจากไฟเพดานห้องไม่ใช้ไฟจากเก้าอี้ทำฟัน กระบวนการวัดสีด้วยเครื่องแต่ละเครื่องจะใช้เวลาไม่เกิน 5 นาที เมื่อทำการวัดครบ 10 ซี่ จะปรับเครื่องวัดให้ได้มาตรฐานอีกครั้งหนึ่ง²² และผู้เข้าร่วมการ

การศึกษาจะบ้วนปากด้วยน้ำเปล่า เช็ดฟันด้วยผ้าก๊อซแห้งให้สะอาด ก่อนที่จะทำการวัดด้วยเครื่องมือต่อไป เพื่อป้องกันการเปลี่ยนสีของ ฟันที่มาจากการสูญเสียน้ำ (dehydration)

ในการวัดสีฟัน ผู้เข้าร่วมการศึกษานั่งตัวตรงในเก้าอี้ทำฟัน ในระดับสายตาของทันตแพทย์ ฟังศีรษะบนที่ฟังศีรษะของเก้าอี้ทำฟัน ทันตแพทย์ยืนหันหน้าเข้าหาผู้เข้าร่วมการศึกษา รั้งริมฝีปากให้ห่าง ออกจากฟันด้วยอุปกรณ์รั้งริมฝีปาก เริ่มวัดสีด้วยเครื่องสเปคโตร โฟโตมิเตอร์ไวต์อีชีเชดไฟว์ ที่ปรับเครื่องให้ได้มาตรฐานก่อนการวัด และใช้รูปแบบการวัดแบบ tooth area โดยทำการวัดสีของฟันตัดซี่

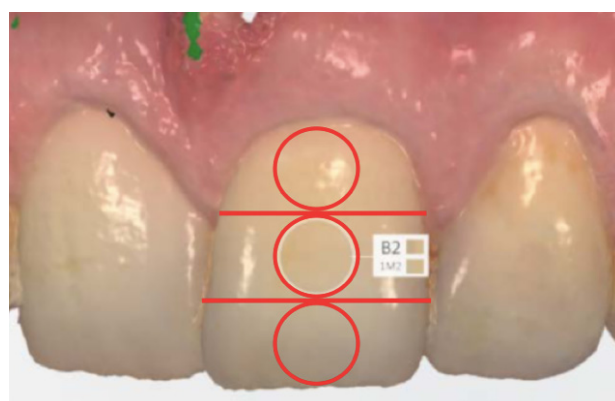
กลางด้านขวา บริเวณส่วนคอฟัน ส่วนกลางฟัน และส่วนปลายฟัน ตำแหน่งละ 1 ครั้ง ให้ปลายเครื่องมือวัดแนบกับผิวฟันในตำแหน่ง ที่ต้องการตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือวัด การวัดส่วนคอฟัน วางปลายเครื่องมือชิดกับขอบเหงือก การวัดส่วนกลางฟันวางปลาย เครื่องให้อยู่กึ่งกลางฟันโดยเหลือระยะบริเวณคอฟันและปลายฟัน เป็นความระยะที่เท่ากัน และการวัดส่วนปลายฟันนั้นวางปลายเครื่องมือ ชิดกับปลายฟัน (รูปที่ 1) ทำการบันทึกค่าสีที่ได้เป็นสีในระบบไวต์ค่า ทรีดีมาสเตอร์ ทำการวัดฟันซี่เดิมด้วยวิธีการเดิมอีก 2 ครั้ง จะได้ค่าสี บริเวณส่วนคอฟัน ส่วนกลางฟัน และส่วนปลายฟัน ตำแหน่งละ 3 ค่า



รูปที่ 1 แสดงตำแหน่งในการวัดสีด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีชีเชดไฟว์

Figure 1 The areas of color measurement with spectrophotometer

จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการการศึกษาบ้วนปากด้วยน้ำเปล่า เช็ดฟันด้วยผ้าก๊อซแห้งให้สะอาดก่อนที่จะทำการวัดสีฟันด้วยเครื่อง สแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟ โดยปรับเครื่องให้ได้มาตรฐาน ก่อนทำการวัดและสแกนฟันด้านริมฝีปาก (labial surface) ทันที โดยเริ่มการสแกนจากบริเวณด้านปลายฟัน (incisal area) มายัง ด้านคอฟัน (cervical area) ขณะทำการสแกน จะมีแสงจากปลาย เครื่องสแกนส่องที่ฟันตลอดเวลา เมื่อสแกนเสร็จจะมีรูปฟันปรากฏ บนหน้าจอแสดงผลของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก ทำการวัด ความยาวของฟันและแบ่งออกเป็นสามส่วนเท่า ๆ กันในแนวปลายฟัน- คอฟัน (inciso-cervical) วัดสีบริเวณกึ่งกลางของแต่ละบริเวณ บริเวณละ 1 ครั้ง (รูปที่ 2) บันทึกค่าสีที่ได้เป็นสีในระบบไวต์ค่าทรีดี มาสเตอร์ ทำการสแกนฟันซี่เดิมและวัดสีในรูปอีก 2 ครั้ง รวมทั้งหมด จะเป็นการวัดหาค่าสี 3 ครั้งต่อฟันหนึ่งซี่ จะได้ค่าสีบริเวณส่วนคอฟัน ส่วนกลางฟัน และส่วนปลายฟัน ตำแหน่งละ 3 ค่า จากนั้นให้ผู้เข้าร่วม การศึกษาบ้วนปากด้วยน้ำเปล่า เช็ดฟันด้วยผ้าก๊อซแห้งให้สะอาด ก่อนที่จะทำการวัดสีฟันด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็ค ออมนิแคม ด้วยวิธีการเช่นเดียวกับการวัดด้วยเครื่องสแกนเนอร์ ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟ



รูปที่ 2 แสดงตำแหน่งของการวัดสีในภาพฟันด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก

Figure 2 The areas of color measurement with intraoral scanners

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติใช้โปรแกรมคำนวณออนไลน์คัปปา (online kappa calculator) ในเว็บไซต์ <http://justusrandolph.net/kappa> ในการวิเคราะห์ข้อมูลของสถิติเชิงพรรณนามโดยใช้ สถิติแลนดอล์ฟคัปปา (randolph kappa) คำนวณหาความเชื่อมั่น ของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีชีเชดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟ และ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก

ซีเล็คคอมนิแคม ส่วนค่าความเที่ยงตรงนั้นจะคำนวณร้อยละความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟและเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม โดยเทียบกับค่าสีที่วัดได้ด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์ นำค่าสีที่วัดได้มาคำนวณความถูกต้องแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์โดยใช้โปรแกรมไมโครซอฟท์เอ็กเซล (microsoft Excel) หลังจากนั้นนำค่าทั้งหมดเข้าโปรแกรมเอสพีเอสเอส (SPSS statistics version 22) กำหนดค่านัยสำคัญที่ $P=0.05$ เปรียบเทียบความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟและเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมโดยใช้สถิติไคส์แควร์ (chi-square)

ผลการศึกษา

การศึกษานี้มีผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 50 คน เป็นหญิง 35 คน ชาย 15 คน ช่วงอายุระหว่าง 24-51 ปี โดยอายุเฉลี่ยของ

ผู้เข้าร่วมทดลองคือ 29.52 ปี และ ค่าฐานนิยมคือ 28 ปี การทดสอบความเชื่อมั่นหรือ Intra-rater agreement จะแสดงค่า Percent overall agreement, Free-marginal Kappa และค่า Asymptotic 95% confidence interval ของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม ดังแสดงในตารางที่ 1 เมื่อนำค่า Free-marginal Kappa ที่ได้มาเทียบกับการจัดแบ่งความเชื่อมั่นประเภทโคเฮนคัปปา (Cohen's kappa)²⁴ พบว่า ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากหรือสทรีเซฟอยู่ในระดับดี (ระหว่าง 0.61-0.80) ส่วนความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมมีค่าอยู่ในระดับปานกลาง (ระหว่าง 0.41-0.60) โดยค่าความเชื่อมั่นในการวัดที่บริเวณคอฟันและกึ่งกลางฟันจะมีค่าใกล้เคียงกันและมากกว่าบริเวณปลายฟัน

ตารางที่ 1 แสดงค่า Intra-rater agreement ของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีชีเชดไฟว์ เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม ที่ตำแหน่งคอฟัน กลางฟัน และปลายฟัน

Table 1 Intra-rater agreement of spectrophotometer VITA Easyshade[®] V, TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner at cervical, middle and incisal areas

Position		Intra-rater agreement		
		Percent overall agreement	Free-marginal Kappa	Asymptotic 95% confidence interval
VITA Easyshade [®] V	Cervical (N=50)	78.67 %	0.78	[0.69,0.87]
	Middle (N=50)	79 %	0.79	[0.70,0.88]
	Incisal(N=50)	70.67 %	0.70	[0.60,0.79]
TRIOS 3shape	Cervical (N=50)	78.67 %	0.78	[0.68,0.88]
	Middle (N=50)	78 %	0.77	[0.68,0.87]
	Incisal (N=50)	64 %	0.63	[0.52,0.72]
CEREC Omnicam	Cervical (N=50)	60 %	0.59	[0.48,0.69]
	Middle (N=50)	59.33 %	0.58	[0.47,0.69]
	Incisal (N=50)	54.67 %	0.53	[0.43,0.63]

เมื่อนำข้อมูลการวัดทั้งหมด 150 ครั้ง มาคำนวณหาความเที่ยงตรงจากค่าความถี่ในการวัดสีที่ถูกต้องของเครื่องมือสแกนเนอร์ทั้งสอง แบ่งตามตำแหน่งการวัดออกเป็น คอฟัน กึ่งกลางฟัน และปลายฟัน พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซฟให้ค่า

ถูกต้องสูงสุดที่ตำแหน่งปลายฟันคือร้อยละ 36.6 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมให้ค่าถูกต้องสูงสุดที่ตำแหน่งคอฟันคือ ร้อยละ 37.3 ดังแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความเที่ยงตรงในการวัดสีได้ถูกต้องโดยรวมที่ 3 ตำแหน่ง คอฟัน กึ่งกลางฟัน และ ปลายฟัน ของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเฟและเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม

Table 2 Validity of color measurement in percentage of TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner at cervical, middle and incisal areas

	TRIOS 3shape			CEREC Omnicam		
	Cervical (N=150)	Middle (N=150)	Incisal (N=150)	Cervical (N=150)	Middle (N=150)	Incisal (N=150)
Correct	14 % (21)	34 % (51)	36.6 % (55)	37.3 % (56)	19.34 % (29)	26.6 % (40)
Incorrect	86 % (129)	66 % (99)	63.3 % (95)	62.6 % (94)	80.6 % (121)	73.3 % (110)

เมื่อนำข้อมูลการวัดทั้งหมดมาคำนวณหาความเที่ยงตรงจากค่าความถี่ในการวัดสีที่ถูกต้องของเครื่องมือสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองมาเทียบกับค่าสีที่วัดด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอีซีเจดไฟว์พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเฟให้ค่าถูกต้องร้อยละ 28.2 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมให้ค่าถูกต้องร้อยละ 27.7 ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความเที่ยงตรงในการวัดสีได้ถูกต้องโดยรวมของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเฟ และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม

Table 3 Validity of overall color measurement in percentage of TRIOS 3Shape intraoral scanner and CEREC Omnicam intraoral scanner

	TRIOS 3shape (N=450)	CEREC Omnicam (N=450)
Correct	28.2 % (127)	27.7 % (125)
Incorrect	71.7 % (323)	72.2 % (325)

และเมื่อนำผลการวัดทั้งหมดไปทดสอบด้วยไครส์เคอร์ความสัมพันธ์แมคเนียร์ (McNemar correlation) พบว่า ความเที่ยงตรงไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเฟและเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม ($P = 0.21$)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาและเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงในการวัดสีฟันธรรมชาติของมนุษย์ของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายนอกช่องปากเนื่องจากการวัดสีในทางทันตกรรมมีความสำคัญต่อผลของการบูรณะฟัน โดยต้องมีความใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติมากที่สุดเนื่องจากมีการศึกษาก่อนหน้าพบว่า การเทียบสีด้วยตาเปล่าให้ความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงที่ต่ำกว่าการใช้เครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์^{25,26} การวัดสี

ด้วยตาเปล่าทำได้ง่ายแต่ไม่มีความแน่นอนและสีที่ได้นั้นขึ้นอยู่กับตัวของผู้วัด ซึ่งมีหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้องเช่น อายุ เพศ ประสบการณ์ การวัดสี ความล้าของตา^{27,28} การศึกษานี้จึงไม่ได้นำวิธีการวัดสีด้วยตาเปล่ามาเปรียบเทียบ อย่างไรก็ตาม การวัดสีฟันเพื่อนำไปใช้งานทางคลินิกนั้นต้องมีการวัดในหลาย ตำแหน่ง ทุกละรอบๆ เพื่อดูค่าความเชื่อมั่นของการวัด ซึ่งค่าที่ได้ควรจะเหมือนกันทุกครั้งแสดงถึงความเชื่อมั่นที่ดี และค่าสีที่วัดได้นั้นควรมีความใกล้เคียงหรือเหมือนกับสีของฟันธรรมชาติมากที่สุดซึ่งแสดงว่าการวัดนั้นมีความเที่ยงตรง เพราะทั้งสองปัจจัยจะส่งผลต่อสีของฟันหรือชิ้นงานที่ได้ ดังนั้น เครื่องวัดสีที่ใช้กันนั้นจะต้องมีทั้งความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงมากที่สุด จากผลการศึกษานี้พบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเชื่อมั่นระหว่างเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหนึ่งผลิตภัณฑ์ ส่วนความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองผลิตภัณฑ์ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์

มีการศึกษาเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของสีฟันและอายุของฟันพบว่า ฟันจะมีสีคล้ำขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น โดยค่าของสีที่มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือค่าความสว่าง²⁹ อย่างไรก็ตาม ในการศึกษาครั้งนี้ ค่าสีที่วัดได้และนำมาคำนวณเปรียบเทียบค่าความเชื่อมั่นและค่าความเที่ยงตรงนั้น ได้มาจากฟันซี่เดียวกัน อีกทั้งผู้เข้าร่วมการศึกษานี้ส่วนใหญ่จะมีอายุประมาณ 28 ปี ทำให้ปัจจัยเรื่องอายุไม่ส่งผลต่อค่าสีที่วัดได้ในการศึกษานี้ นอกจากนี้ปัจจัยเรื่องอายุแล้ว ความขึ้นของฟันก็มีผลต่อสีของฟันเช่นกัน โดยมีการศึกษาของ Hüseyin และคณะ³⁰ พบว่า ฟันที่ผ่านการเสียน้ำมากกว่า 30 นาที จะมีค่าสีที่เปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญกับสีฟันที่วัดเป็นค่าตั้งต้น ซึ่งในการศึกษานี้ครั้งนี้ได้ควบคุมการวัดสีของแต่ละเครื่องให้อยู่ภายในเวลาไม่เกิน 5 นาที และมีการบ้วนปากด้วยน้ำเปล่าและเช็ดแห้งด้วยผ้าก๊อช ไม่ได้เป่าแห้งด้วยลมก่อนวัดด้วยเครื่องถัดไป ทำให้ปัจจัยเรื่องความแห้งของฟันไม่มีผลต่อค่าสีที่ได้ในการศึกษานี้ และการศึกษานี้เลือกบันทึกค่าสีในระบบไวต้าทรีดีมาสเตอร์เนื่องจากแถบสีไวต้าทรีดีมาสเตอร์นั้นได้ทำขึ้นเพื่อลอกเลียนแบบการมองเห็นของตามนุษย์ โดยการใช้ความรู้เกี่ยวกับเฉดสี

ความเข้มสี และความสว่าง เป็นพื้นฐานในการผลิต เมื่อเปรียบเทียบกับชุดเทียบสีไวต์คลาสสิกพบว่า ชุดเทียบสีไวต์ทรีติมาสเตอร์สามารถเลือกสีได้ใกล้เคียงพินธรรมชาติมากกว่าและยังมีช่วงของสีให้เลือกได้กว้างกว่าโดยมีการกระจายตัวของสีที่สม่ำเสมอ³¹ การบูรณะทางทันตกรรมที่เกี่ยวข้องกับความสวยงามนิยมใช้ค่าสีจากชุดเทียบสีไวต์ทรีติมาสเตอร์นี้ในการเลือกสีของวัสดุบูรณะทั้งในคลินิกโดยตรง และการสร้างงานจากห้องปฏิบัติการ และในการศึกษานี้ได้ใช้เครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์เป็นเครื่องมืออ้างอิงในการหาความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากเนื่องจากการศึกษาที่พบว่า ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์นั้นให้ค่าสูงเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องวัดสีอื่น ๆ และมีความเที่ยงตรงมากกว่าสายตามนุษย์^{7,8} และมีการนำเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์มาใช้เป็นเครื่องมืออ้างอิงในหลายการศึกษา^{23,32}

การวัดค่าสีของเครื่องต่าง ๆ ในการศึกษาครั้งนี้ จะทำที่ตำแหน่งเดียวกันบนฟันซี่เดียวกัน โดยการวัดสีของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์จะวัดและคำนวณค่าโดยตรงที่ฟัน ส่วนการวัดค่าสีด้วยเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองผลิตภัณฑ์นั้นจะต้องสแกนภาพออกมาก่อนแล้วจึงจะใช้โปรแกรมคำนวณค่าสีจากภาพฟันที่ได้จำนวน 3 ภาพต่อหนึ่งซี่ฟันที่สแกนมาเก็บไว้ในเครื่อง เมื่อวิเคราะห์ค่าความเชื่อมั่นตามการจัดแบ่งประเภทโคเฮนคัปปา²⁴ พบว่าเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากหรือสทริเซฟมีค่าความเชื่อมั่นอยู่ในระดับดี แสดงว่าภาพที่ได้จากการสแกนออกมาของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทริเซฟของฟันแต่ละซี่ทั้ง 3 ภาพนั้นมีสีคล้ายคลึงกันมาก เมื่อวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมการประมวลค่าสีจากภาพของเครื่องจึงได้ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องอยู่ระดับดีเช่นเดียวกับเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Brandt และคณะที่พบว่า ค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์เท่ากับร้อยละ 76.6 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทริเซฟเท่ากับ ร้อยละ 78.3 ซึ่งอยู่ในระดับดีเช่นกัน นอกจากนี้ ยังมีหลายการศึกษาที่พบว่า ความเชื่อมั่นในการวัดสีพินธรรมชาติของมนุษย์ของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากหรือสทริเซฟมีค่าในระดับเดียวกัน เช่น การศึกษาของ Ruskunas และคณะ³² พบว่า ค่าความเชื่อมั่นของสเปคโตรเชด (spectroshade) เท่ากับร้อยละ 92 และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากหรือสทริเซฟเท่ากับร้อยละ 87.2 ซึ่งอยู่ในระดับดีมาก และการศึกษาของ Liberato และคณะ²⁵ พบว่า ความเชื่อมั่นของไวต์อีซีเอดมีค่า 0.805 และเครื่องสแกนเนอร์ในช่องปากหรือสทริเซฟ มีค่า 0.874 ซึ่งอยู่ในระดับดีมาก เหตุที่ระดับความเชื่อมั่นของสองการศึกษาดังกล่าวมีค่ามากกว่าค่าที่ได้ในการศึกษาครั้งนี้ อาจเนื่องมาจากความแตกต่างของ ขนาดฟัน ความหนาของฟัน และซี่ฟันที่วัด การศึกษาทางคลินิกที่วัดสีฟัน

มนุษย์ที่มีขนาดของฟันที่แตกต่างกันพบว่าจะส่งผลต่อตำแหน่งในการวัดสีของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์³³ นอกจากนั้น จำนวนครั้งที่วัดในฟันซี่นั้น ๆ ก็อาจทำให้ค่าความเชื่อมั่นที่ได้แตกต่างกันในการศึกษานี้ได้ใช้ตำแหน่งในการวัดถึง 3 ตำแหน่ง ทำให้ได้จำนวนค่าสีทั้งหมดที่ได้จากการวัดมีมากกว่าการศึกษานอื่น ๆ ที่กล่าวมา เมื่อนำมาค่าทั้งหมดมาคำนวณจึงทำให้ผลศึกษาแตกต่างจากการศึกษาที่ผ่านมา นอกจากนั้น มีการศึกษาในห้องปฏิบัติการของ Ebeid และคณะ³⁴ ซึ่งศึกษาชิ้นงานเซรามิกไวต์มาร์กทู (VITA Mark II) 10 เฉดสีด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อีซีเอดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทริเซฟและพบว่า ค่าความเชื่อมั่นในการวัดสีของเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์เท่ากับร้อยละ 44.3 เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก หรือสทริเซฟเท่ากับร้อยละ 51.7 ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันแต่ค่อนข้างต่ำ ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากขนาดของชิ้นงานที่ใช้วัดสีมีขนาดใหญ่กว่าพินธรรมชาติ จึงอาจทำให้การกำหนดตำแหน่งของการวัดได้ไม่ตรงกันในทุกครั้งที่วัด และการศึกษานี้ก็ไม่ได้อธิบายถึงตำแหน่งในการวางปลายเครื่องมือขณะวัดสี ซึ่งปัจจัยสองอย่างนี้อาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของค่าความเชื่อมั่นได้

ส่วนค่าความเชื่อมั่นของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมในการศึกษานี้มีค่าอยู่ในระดับปานกลาง อาจเป็นผลมาจากการสแกนเพื่อให้ได้ภาพของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมจำนวน 3 ภาพจากฟัน 1 ซี่นั้นให้ภาพและสีที่แตกต่างกันส่งผลให้โปรแกรมวิเคราะห์ค่าสีของภาพที่ได้นั้นแสดงค่าสีของแต่ละภาพออกมาไม่เหมือนกัน จึงทำให้ค่าความเชื่อมั่นน้อยกว่าเครื่องอื่น ๆ จากการศึกษาก่อนหน้าของ Kim และคณะปี 2017 ที่เปรียบเทียบความแม่นยำของการขึ้นรูปเมื่อทำการสแกนตำแหน่งที่เตรียมขึ้นมา (artificial landmark) ทั้ง 5 ครั้งและนำมาวางซ้อนทับกัน (superimpose) ของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก 3 ผลิตภัณฑ์คือเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปาก CS3500 เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคม และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทริเซฟ พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมนั้นมีค่าแม่นยำต่ำกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากผลิตภัณฑ์อื่น ๆ^{35,36} ซึ่งอาจเป็นเพราะโปรแกรมการสแกนเพื่อให้เกิดภาพของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมนั้นไม่ดีเท่าที่ควร เป็นเหตุทำให้ภาพแต่ละภาพที่ได้จากการสแกนออกมานั้นมีความแตกต่างกันของสี

จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าตำแหน่งของฟันมีผลต่อการวัดสี³⁷ โดยบริเวณกลางฟันของด้านประชิดริมฝีปากของฟันหน้าให้สีที่สม่ำเสมอมากที่สุด³⁸ แต่ก็มีการศึกษาที่แนะนำว่าตำแหน่งที่สามารถกำหนดตำแหน่งได้แน่นอนและควรวัดสีมากที่สุดนั้นคือบริเวณคอฟัน³⁹ แต่ในการศึกษานี้พบว่า ในการใช้เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมจะมีความเที่ยงตรงมากที่สุดที่ตำแหน่งคอฟัน

ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพที่มีค่าความเที่ยงตรงสูงสุดที่ตำแหน่งปลายฟัน ซึ่งอาจจะอธิบายได้ว่า การเก็บข้อมูลของเครื่องมือสแกนเนอร์ภายในช่องปากนั้นจำเป็นต้องสแกนภาพฟันที่ต้องการวัดและฟันข้างเคียงเพื่อให้ได้ซึ่งภาพมาก่อนแล้วจึงทำการวัดสีอีกครั้งหนึ่ง ซึ่งการวัดสีของฟันที่ขนาดใหญ่นั้นอาจจะนำไปสู่การได้สีที่ไม่เที่ยงตรง⁴⁰ ซึ่งมีการศึกษาก่อนหน้านี้ได้แนะนำให้วัดสีฟันหลาย ๆ ตำแหน่ง โดยควรวัดอย่างน้อย 3 ตำแหน่งคือ คอฟัน กลางฟัน และปลายฟัน จึงจะสามารถบอกถึงสีของฟันทั้งซี่และใช้ในการเลือกสีของวัสดุบูรณะเพื่อความสวยงามได้ถูกต้องมากกว่าการวัดตำแหน่งใดตำแหน่งเดียว³⁷

สำหรับการหาค่าความเที่ยงตรงจากค่าที่วัดได้ทั้งหมดโดยไม่ได้แยกตำแหน่งเทียบกับค่าสีที่วัดด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์พบว่า เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพให้ค่าถูกต้องร้อยละ 28.2 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมให้ค่าถูกต้องร้อยละ 27.7 ซึ่งเป็นค่าที่ค่อนข้างต่ำ อธิบายได้ว่า อาจเนื่องมาจากขบวนการหรือขั้นตอนการได้มาซึ่งค่าสีที่มีหลายขั้นตอนและบริษัทผู้ผลิตเครื่องสแกนในช่องปากไม่ค่อยให้ความสำคัญในเรื่องสีมากนัก เช่น เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมจะทำการเก็บภาพเป็นวิดีโอเพื่อเอาไปใช้ในการขึ้นรูปชิ้นงานซึ่งในการวัดสีก็จะนำภาพนั้นมาใช้ด้วย ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพนั้นทางบริษัทผู้ผลิตไม่เปิดเผยข้อมูลเกี่ยวกับหลักการเก็บภาพ ทำให้ไม่มีข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์ถึงความแตกต่างที่เกิดขึ้น อย่างไรก็ตาม การวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากนั้นจำเป็นต้องมีภาพจากการสแกนฟันก่อนแล้วจึงนำมาวัดสีในขั้นตอนถัดไป ทำให้มีปัจจัยที่เข้ามาเกี่ยวข้องมากกว่าการประเมินค่าสีโดยตรงจากฟัน ทั้งเรื่องกล้องที่ใช้เก็บภาพ ขั้นตอนการสแกนภาพที่ต้องมีระยะโฟกัส การประมวลผลให้ต่อเนื่องกัน รวมถึงต้องมีการกำหนดจุดวัดสีและการใช้โปรแกรมเพื่อคำนวณค่าสี สิ่งต่าง ๆ เหล่านี้อาจทำให้ความเที่ยงตรงในการวัดมีค่าน้อยดังที่พบในการศึกษานี้ แต่เมื่อทดสอบด้วยโครัสแควร์ความสัมพันธ์แมคนิมาร์จะไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความเที่ยงตรงในการวัดสีสำหรับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสอง

การศึกษาของ Brandt และคณะ²³ พบว่า เมื่อใช้ค่าสีที่วัดด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอิชี่เอดเป็นตัวเทียบ ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพจะมีค่าเท่ากับร้อยละ 43.9 ซึ่งมากกว่าการศึกษานี้ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Rutkunas และคณะ³² ซึ่งใช้ค่าสีของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์สเปกโตรเซตเป็นตัวเทียบนั้นให้ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพเท่ากับร้อยละ 53.3 เมื่อวัดค่าสีในระบบไวต้าพริตติมาสเตอร์ ซึ่งการศึกษาก่อนหน้านี้ทั้งสองได้ทำการวัดสีเพียง

ตำแหน่งเดียวคือกึ่งกลางฟัน แตกต่างจากการศึกษานี้ที่แบ่งซี่ฟันออกเป็น 3 ตำแหน่ง ซึ่งมีการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าบริเวณปลายฟันจะมีความโปร่งใส (translucency) สูงทำให้สีของฟันหลังส่งผลต่อการวัดสี และบริเวณคอฟันจะได้รับการกระจายของสีมาจากเหงือก³⁷ ทำให้บริเวณกึ่งกลางฟันด้านริมฝีปากของฟันหน้าให้สีที่สม่ำเสมอมากที่สุด³⁸ ดังนั้น การวัดทั้งสามตำแหน่งอาจเป็นเหตุที่ทำให้ค่าความเที่ยงตรงในการศึกษานี้ต่ำกว่าการศึกษาก่อนหน้าได้

สำหรับเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมนั้นโปรแกรมการวัดสีนั้นพึ่งถูกนำมาใช้ในเครื่องเมื่อปี ค.ศ. 2017 จึงมีการศึกษาก่อนหน้าเกี่ยวกับการวัดสีด้วยเครื่องสแกนเนอร์ซีเล็คคอมนิแคมเพียงการศึกษาเดียวซึ่งทำการทดลองในห้องปฏิบัติการ³⁴ และพบว่า ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องสแกนเนอร์หรือสทรีเซพเท่ากับร้อยละ 66 และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอมนิแคมเท่ากับร้อยละ 57 ซึ่งมากกว่าการศึกษานี้ อย่างไรก็ตาม การศึกษาในห้องปฏิบัติการจะใช้ชิ้นงานที่มีสีกำหนดอยู่แล้วและการศึกษานี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของเครื่องที่ใช้อ้างอิง ทำให้ไม่สามารถเอาผลมาเทียบกันได้ สุดท้ายแล้วเพื่อให้ได้มาซึ่งความเที่ยงตรงและเชื่อมั่นของผลการศึกษา ควรมีวิธีการวัดสีและเครื่องมืออ้างอิงในการวัดที่เหมาะสมซึ่งปัจจุบันยังไม่มีเครื่องมือและการกำหนดมาตรฐานในการวัดสีที่เป็นสากล⁴⁰

ในการศึกษานี้ การวัดสีได้ค่าออกมาเป็นหน่วยนอมินอล (Nominal) คือ ตัวแปรที่จัดออกเป็นกลุ่ม ๆ ไม่สามารถเรียงลำดับก่อนหลังได้ ทำให้การเปรียบเทียบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของแต่ละเครื่องได้ค่าน้อยกว่าเมื่อวัดค่าออกมาเป็นหน่วยที่เป็นตัวเลข และการเปรียบเทียบสีนั้นยังไม่ได้วิธีการที่เป็นมาตรฐานทำให้การเปรียบเทียบกับผลที่ได้ในการศึกษาอื่น ๆ นั้นทำได้ยาก เนื่องจากการสแกนเพื่อวัดสีของเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากนั้นยังไม่มีหลักการที่เป็นมาตรฐาน ดังนั้นจึงควรนำปัจจัยเหล่านี้มาทำการศึกษาต่อในอนาคต และเมื่อดูผลจากการศึกษานี้พบว่าเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ที่ออกแบบมาสำหรับใช้งานในคลินิกเหมาะที่จะใช้ในการวัดสีฟันธรรมชาติ ส่วนเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองมีความเที่ยงตรงน้อยมากเมื่อเทียบกับเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์จึงไม่เหมาะที่จะใช้วัดสีฟันกรณีที่ต้องการสีที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติมากที่สุด อย่างไรก็ตาม อาจใช้เป็นเครื่องมือเสริมในการวัดสีฟันคร่าว ๆ และมีภาพประกอบ เพื่อใช้สื่อสารกับช่างทันตกรรม

บทสรุป

ในการวัดสีฟันธรรมชาติในคลินิก สเปกโตรโฟโตมิเตอร์ไวต้าอิชี่เอดไฟว์และเครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากหรือสทรีเซพให้ค่าเชื่อมั่นในระดับดี เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากซีเล็คคอม

นิคมให้ค่าความเชื่อมั่นในระดับปานกลาง ส่วนความเที่ยงตรงนั้น เครื่องสแกนเนอร์ภายในช่องปากทั้งสองมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ไวต์อายชีเชดไฟว์ แต่ทั้งสองเครื่องมีค่าไม่แตกต่างกันมีนัยสำคัญ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร.สรนันท์ จันทรางศุ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติในงานวิจัย รวมถึงเจ้าหน้าที่ภาคทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือ และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำวิจัยครั้งนี้

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. Ritter AV, Boushell LW, Walter R. Art and science of operative dentistry: Seventh edition 2018.
3. Haddad H, Jakstat H, Arnetzl Gea. Does gender and experience influence shade matching quality? *J Dent* 2009;37:e40-4.
4. Bergman B, Nilson H, Andersson M. A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):135-9.
5. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):396-401.
6. 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.
7. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002;81(8):578-82.
8. Bahannan SA. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *J Dent* 2014;42:48-52.
9. Tirakanan S. Research methodology in science. Bangkok: Publisher of Chulalongkorn university; 2008.
10. 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.
11. Gotfredsen K. Effectiveness of Shade Measurements Using a Scanning and Computer Software System: a Pilot Study. *Int J Oral Health Dent* 2015;1(2):1-4.
12. 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.

13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 2013;17(7):1759-64.
21. 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.
22. Hyung-In Y, Ji-Won B, Ji-Man P, Youn-Sic C, Mi-Ae K, Minji K. A Study on Possibility of Clinical Application for Color Measurements of Shade Guides Using an Intraoral Digital Scanner *J Prosthodont* 2018:1-6.
23. 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.
24. Altman DG. Practical statistics for medical research. New York: Chapman & Hall/CRC Press. 1999.
25. 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.
26. Alsaleh S, Labban M, AlHariri M, Tashkandi E. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent* 2012;40 Suppl 1:e82-7.

27. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent* 1970;24(2):166-73.
28. Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, *et al*. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int* 2012;43(8):649-59.
29. Gomez-Polo C, Montero J, Gomez-Polo M, de Parga JA, Celemin-Vinuela A. Natural Tooth Color Estimation Based on Age and Gender. *J Prosthodont* 2017;26(2):107-14.
30. Hatirli H, Karaarslan ES, Yasa B, Kilic E, Yaylaci A. Clinical effects of dehydration on tooth color: How much and how long? *J Esthet Restor Dent* 2021;33(2):364-70.
31. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Color comparison of two shade guides. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):73-8.
32. Rutkunas V, Dirse J, Bilius V. Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. *J Prosthet Dent* 2020;123(2):322-9.
33. Witkowski S, Yajima ND, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig* 2012;16(3):945-9.
34. Ebeid K, Sabet A, Della Bona A. Accuracy and repeatability of different intraoral scanners on shade determination. *J Esthet Restor Dent* 2020. doi: 10.1111/jerd.12687.
35. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19(8):2027-34.
36. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent* 2017;117(6):755-61.
37. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater* 1997;13(3):179-85.
38. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of *in vivo* spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil* 2007;34(8):613-21.
39. Dozic A, Kleverlaan CJ, Aartman IH, Feilzer AJ. Relations in color among maxillary incisors and canines. *Dent Mater* 2005;21(3):187-91.
40. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 2010;38 Suppl 2:e2-16.

บทวิทยากร

ความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลและสถานะโรคฟันผุของเด็กก่อนวัยเรียน ในอำเภอองไกรลาศ จังหวัดสุโขทัย

Relationship between Caregiver Oral Health Literacy and Dental Caries Status of Pre-school Children in Kongkailas District, Sukhothai Province

ปิยภา สอนชม¹, ปิยะนารถ จาติเกตุ²

Piyapa Sornchom¹, Piyanart Chatiketu²

¹โรงพยาบาลองไกรลาศ จังหวัดสุโขทัย ประเทศไทย

¹Kongkailas Hospital, Sukhothai, Thailand

²สาขาวิชาทันตกรรมชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ ประเทศไทย

²Division of Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand

บทคัดย่อ

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยแบบภาคตัดขวาง มีวัตถุประสงค์เพื่ออธิบายความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลและสถานะโรคฟันผุของเด็กอายุ 2-5 ปี ในอำเภอองไกรลาศ จังหวัดสุโขทัย โดยใช้แบบสอบถามวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลที่ดัดแปลงจากเครื่องมือวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากนำเชื่อถือและเป็นภาษาไทย 2 การศึกษา ซึ่งครอบคลุมความรู้ด้านสุขภาพช่องปากทั้ง 3 ระดับ ได้แก่ ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐาน ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้านการมีปฏิสัมพันธ์ และความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้านวิจารณ์ญาณ และตรวจสอบสถานะโรคฟันผุของเด็กอายุ 2-5 ปี ในศูนย์พัฒนาเด็กเล็กและโรงเรียน (ชั้นอนุบาล) จากการสุ่มตัวอย่างแบบหลายขั้นตอน จำนวน 364 คน เก็บข้อมูลระหว่างเดือนสิงหาคม พ.ศ. 2562 ถึง เดือนตุลาคม พ.ศ. 2562 วิเคราะห์ข้อมูลทั่วไปโดยใช้สถิติเชิงพรรณนาโดยใช้ค่าร้อยละ และเปรียบเทียบระหว่างคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลกับค่าเฉลี่ยฟันผุถาวร (ซี/คน) ของเด็ก และปัจจัยด้านต่าง ๆ ของผู้ดูแล ด้วยการทดสอบสถิติเชิงวิเคราะห์ ผลการศึกษาพบว่า ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากทั้งหมดของผู้ดูแลมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่าฟันผุถาวร (ซี/คน) ของเด็ก ($p < 0.05$) คะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลมีค่าระหว่าง 6 ถึง 41 คะแนน โดยมีค่าจุดตัดคะแนนเพื่อทำนายสถานะโรคฟันผุในเด็ก 2-5 ปี ที่ 37 คะแนน ส่งผลให้ผู้ดูแลที่มีความรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ (ร้อยละ 73) และกลุ่มผู้ดูแลที่ไม่มีเพียงพอ (ร้อยละ 27) โดยปัจจัยที่ส่งผลต่อความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล ได้แก่ เพศ ระดับการศึกษาและจำนวนช่องทางที่ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปาก ผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่า ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลเป็นสิ่งสำคัญและส่งผลต่อการมีสุขภาพช่องปากที่ดีของเด็ก อีกทั้งปัจจัยด้านสังคมและระดับการศึกษาของผู้ดูแล ยังส่งผลโดยตรงต่อความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้วยเช่นกัน ดังนั้น การให้ทันตสุขศึกษาร่วมกับการสื่อสารอย่างมีประสิทธิภาพ เพื่อให้เหมาะสมกับระดับความรู้ด้านสุขภาพช่องปากและสอดคล้องกับเงื่อนไขปัจจัยดังกล่าวของผู้ดูแล จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ทันตบุคลากรต้องปรับปรุงและพัฒนา เพื่อผลสัมฤทธิ์ในงานทันตกรรมส่งเสริมป้องกันของกลุ่มเด็กก่อนวัยเรียนในอนาคตต่อไป

คำสำคัญ: ความรู้ด้านสุขภาพช่องปาก, เด็กก่อนวัยเรียน, ผู้ดูแล, สถานะโรคฟันผุ

Abstract

This cross-sectional study aimed to describe the relationship between caregiver oral health literacy and dental caries status of pre-school children in Kongkailas District, Sukhothai Province by using oral health literacy questionnaires which modified from combining 2 Thai version assessment test. The self-administered questionnaires

measure 3 aspects, which were functional, communicative and critical oral health literacy, and children's dental caries status assessment part which examined by a dentist. The multi-stage random sampling of 364 child/caregiver dyads were recruited from child development centers and kindergartens. All data was collected during August 2019 to October 2019 and were analyzed by using descriptive statistics, percentage and analytical statistics. The results showed a positive correlation was found between caregiver's oral health literacy scores and children's dental caries status. Oral health literacy scores varied from 6 to 41 so the oral health literacy score of 37 was used as a cut-off point to classify the caregiver's oral health literacy as adequate (73 %) and inadequate (27 %). The social factors of caregiver that associated to oral health literacy were gender, level of education and the number of oral health information received channels. The present results indicated that caregiver's oral health literacy is important to their children's dental caries status and social factors of caregivers also associate to their oral health literacy. In order to improve caregiver's oral health literacy, dental personnels should improve their oral health communication which must be suitable to caregiver's oral health literacy level and also sensitive to caregiver's cultural and social background.

Keywords: Oral health literacy, Pre-school Children, Caregiver, Caries status

Received Date: Jun 4, 2021

Revised Date: Jul 5, 2021

Accepted Date: Aug 25, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.33

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ปิยนารัตน์ จาติกเขตต์ สาขาทันตกรรมชุมชน ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200 ประเทศไทย โทรศัพท์: 053-944468 อีเมล: pichatiketu@yahoo.com

Correspondence to:

Piyanart Chatiketu. Division of Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand 50200 Tel: 053-944468 E-mail: pichatiketu@yahoo.com

บทนำ

ฟันผุเป็นโรคที่พบได้บ่อยที่สุดในเด็กโรคหนึ่ง นอกจากอาการเจ็บปวดและการติดเชื้อจะเป็นผลกระทบเบื้องต้นที่พบได้บ่อยแล้ว ฟันผุยังส่งผลต่อสุขภาพโดยทั่วไปของเด็กด้วยเช่นกัน โดยเด็กที่มีฟันผุมากและรุนแรง พบว่ามีความเสี่ยงสูงต่อการเข้ารับการรักษาในโรงพยาบาล ค่าใช้จ่ายในการรักษาและขาดเรียนสูงกว่าเด็กที่ไม่มีฟันผุ ซึ่งส่งผลต่อระดับความสามารถในการเรียนรู้ที่ลดลง^{1,2}

กระทรวงสาธารณสุขจึงได้มีการจัดบริการส่งเสริมสุขภาพช่องปากในกลุ่มเด็กปฐมวัย เพื่อลดปัญหาโรคฟันผุในเด็ก 0-5 ปี ขึ้น โดยมุ่งเน้นการให้ทันตสุขศึกษาแก่ผู้ดูแลโดยทันตบุคลากร^{3,4} แต่อย่างไรก็ตามจากรายงานผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากแห่งชาติ ครั้งที่ 8 ประเทศไทย⁵ พบว่าความชุกของโรคฟันผุในฟันน้ำนมและค่าเฉลี่ยฟันผุถาวร (ซี/คน) ในฟันน้ำนมของเด็กอายุ 3 ปี และ 5 ปี ยังมีแนวโน้มไม่คงที่ อีกทั้งยังคงมีพฤติกรรมที่เสี่ยงต่อการเกิดฟันผุอยู่ เช่น การดื่มนมจากขวดเมื่ออยู่ที่บ้าน และการแปรงฟันด้วยตนเองเป็นต้น ดังนั้นการให้ทันตสุขศึกษาแม้จะส่งผลให้เกิดความรู้ที่เพิ่มมากขึ้น

แต่พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างการมีความรู้ทัศนคติ และพฤติกรรมนั้น ไม่ชัดเจน อีกทั้งทัศนคติที่เปลี่ยนแปลงไปหลังจากการได้รับทันตสุขศึกษาก็พบว่าเกิดการเปลี่ยนแปลงเพียงช่วงเวลาสั้น ๆ เท่านั้น⁶

ปัจจุบันเป็นที่ยอมรับว่า ความรอบรู้ด้านสุขภาพ (Health literacy; HL) ถือเป็นส่วนที่สำคัญในระบบสุขภาพ⁷ โดยองค์การอนามัยโลกได้ให้คำจำกัดความความรอบรู้ด้านสุขภาพว่าเป็น ทักษะด้านการรับรู้และทางสังคม ซึ่งเป็นตัวกำหนดแรงจูงใจและความสามารถของปัจเจกบุคคล ในการเข้าถึง เข้าใจและใช้ข้อมูลในทางที่จะส่งเสริมและคงไว้ซึ่งสุขภาพที่ดีอยู่เสมอ⁸ อีกทั้งยังรวมไปถึงระดับความรู้ ทักษะส่วนบุคคลและความมั่นใจในการที่จะกระทำการบางอย่าง เพื่อพัฒนาหรือปรับปรุงสุขภาพในระดับปัจเจกบุคคลและชุมชนให้ดีขึ้น โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบการดำเนินชีวิต และเงื่อนไขในการใช้ชีวิต⁹ ซึ่งความรอบรู้ด้านสุขภาพ สามารถจำแนกได้เป็น 3 ระดับ ตามการจำแนกของ Nutbeam¹⁰ ได้แก่ ระดับ 1 ความรอบรู้ด้านสุขภาพขั้นพื้นฐาน (Basic/Functional health literacy) ระดับ 2

ความรู้ด้านสุขภาพด้านการมีปฏิสัมพันธ์ (Communicative/interactive health literacy) และระดับ 3 ความรู้ด้านสุขภาพด้านวิจารณ์ (Critical health literacy) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการมีความรู้ด้านสุขภาพขั้นพื้นฐานที่ต่ำนั้น จะเป็นสิ่งกีดขวางที่สำคัญในการให้สุขภาพแก่ผู้ป่วยที่มีโรคเรื้อรัง อีกทั้งยังเพิ่มค่าใช้จ่ายทางสุขภาพอันเนื่องมาจากการใช้ยาที่ไม่เหมาะสม¹¹ โดยเฉพาะในเด็กที่พบความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพที่ต่ำของผู้ปกครองกับสถานะและผลลัพธ์ทางสุขภาพที่ไม่ดีของบุตรอย่างมีนัยสำคัญ^{12,13} และเช่นเดียวกับความรู้ด้านสุขภาพช่องปาก (Oral health literacy; OHL) ของผู้ปกครองที่ต่ำก็จะส่งผลต่อสุขภาพช่องปากของบุตรที่ไม่ดีไปด้วย จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่ต่ำของผู้ดูแล มักเกิดร่วมกับผู้ดูแลที่มีความรู้และสัมพันธ์ต่อสุขภาพช่องปากของบุตรที่ไม่ดี¹⁴ อีกทั้งเด็กที่ปราศจากฟันผุจะสัมพันธ์กับแม่ที่มีระดับความรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่สูงแตกต่างจากเด็กที่มีฟันผุอย่างมีนัยสำคัญ¹⁵ ดังนั้นการทราบถึงความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลในกลุ่มเด็กปฐมวัย ซึ่งเป็นวัยที่ต้องพึ่งพาผู้ดูแลเป็นหลัก จึงเป็นสิ่งสำคัญและจำเป็นที่ทันตแพทย์จะต้องทราบในเบื้องต้นเพื่อการทำงานส่งเสริมและป้องกันสุขภาพช่องปากในเด็กกลุ่มนี้

ปัจจุบันการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลและสภาวะโรคฟันผุในประเทศไทย โดยเฉพาะในกลุ่มผู้ดูแลเด็กปฐมวัยนั้น ยังมีการศึกษาค่อนข้างน้อย มีเพียงการศึกษาของ Vichayanrat และคณะ¹⁵ ในปี 2014 ที่ศึกษาความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของมารดาและสภาวะโรคฟันผุในเด็กอายุ 2 - 6 ปี จำนวน 105 คน ที่ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ซึ่งอำเภอกองเกรลาต จังหวัดสุโขทัย ผู้ดูแลส่วนใหญ่มีลักษณะบริบททางสังคมที่แตกต่างจากการศึกษาที่ผ่านมา จึงนำมาสู่การทบทวนครั้งนี้ คือ อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลและสภาวะโรคฟันผุของเด็กอายุ 2 - 5 ปี ในอำเภอกองเกรลาต จังหวัดสุโขทัย โดยใช้แบบสอบถามวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลที่ดัดแปลงจากเครื่องมือวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากโดย Vichayanrat และคณะ ในปี 2014 และ Wanichsaithong ในปี 2019

วัตถุประสงค์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการวิจัยแบบภาคตัดขวาง (cross-sectional study) ในกลุ่มผู้ดูแลเด็กอายุ 2-5 ปี ในศูนย์พัฒนาเด็กเล็กและชั้นอนุบาลในบางศูนย์ฯ เนื่องจากเด็กอายุ 4-5 ปี ได้ถูกปรับให้เปลี่ยนในชั้นอนุบาลในโรงเรียนบริเวณใกล้เคียง ในอำเภอกองเกรลาต จังหวัดสุโขทัย โดยผู้วิจัยได้พิจารณาเลือกกลุ่มตัวอย่างนี้ เนื่องจากจากรายงานโรงพยาบาลส่งเสริมสุขภาพตำบลในพื้นที่จึงพบว่า มากกว่าร้อยละ 60

เด็กกลุ่มอายุดังกล่าวเข้าเรียนจริงในศูนย์ฯ (จำนวน 1,016 คน จากเด็กอายุ 2-5 ปี ทั้งอำเภอ 1,546 คน) และเด็กที่อาศัยอยู่ตามบ้านมักสัมพันธ์กับการย้ายถิ่นฐาน ดังนั้นหลังจากได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างจากการใช้สูตรค่าเฉลี่ยในกลุ่มเดียวแบบไม่คืน และใช้ค่าความแปรปรวนจากการศึกษาของ Vichayanrat และคณะ ในปี 2014 จึงทำการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบหลายขั้นตอน (Multi-stage random sampling) จนได้กลุ่มตัวอย่างทั้งสิ้นจำนวน 364 คน ซึ่งมากกว่าที่คำนวณได้คือ 243 คน โดยกลุ่มตัวอย่างมีเกณฑ์คัดเลือก คือ ต้องเป็นผู้ดูแลหลักเกี่ยวกับการดูแลสุขภาพช่องปากเด็กอายุ 2-5 ปี และสามารถอ่านและเขียนภาษาไทยได้ ซึ่งกลุ่มตัวอย่างที่เป็นบุคลากรทางด้านทันตสาธารณสุขมีความบกพร่องทางสายตาส่งผลทำให้ไม่สามารถอ่านหนังสือได้ หนูทวนเป็นไข้ ไม่สามารถสื่อสารได้ หรือ ปฏิเสธการเข้าร่วมงานวิจัย อย่างไรก็ตามหนึ่งตั้งแต่ 1 ข้อขึ้นไป จะถูกคัดออกจากการวิจัยในครั้งนี้

โดยเครื่องมือวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากในผู้ดูแลเด็กในการวิจัยครั้งนี้ ถูกพัฒนาขึ้นจากการดัดแปลงแบบสอบถามวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากซึ่งเป็นที่น่าเชื่อถือ 2 การศึกษา ได้แก่ แบบสอบถามวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากโดย Vichayanrat¹⁵ และคณะในปี 2014 และแบบสอบถามวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากในผู้สูงอายุโดย Wanichsaithong¹⁶ ในปี 2019 (รูปที่ 1) ทำให้ได้แบบสอบถามที่สามารถวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลได้ครอบคลุมทั้ง 3 ระดับตามการจำแนกของ Nutbeam¹⁰ ซึ่งประกอบไปด้วยแบบวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานเกี่ยวกับโรคฟันผุ จำนวน 9 ข้อ (9 คะแนน) 2.แบบทดสอบความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานเกี่ยวกับการป้องกันโรคฟันผุ จำนวน 9 ข้อ (9 คะแนน) 3.แบบทดสอบความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานในส่วนการอ่านฉลากยาสีฟัน จำนวน 4 ข้อ (5 คะแนน) และแบบวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้านการสื่อสารและวิพากษ์ จำนวน 6 ข้อ (18 คะแนน) โดยในส่วนแบบทดสอบความรู้ทั่วไปด้านทันตสุขภาพไม่ได้ถูกนำมาคิดคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้วย จำนวน 5 ข้อ (5 คะแนน) ดังนั้นแบบวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลในครั้งนี้จึงมีทั้งสิ้น 28 ข้อ โดยมีคะแนนมากที่สุด เท่ากับ 41 คะแนน และน้อยที่สุด เท่ากับ 6 คะแนน โดยมีการตรวจสอบความตรงของแบบวัดที่ถูกพัฒนาขึ้นมา โดยค่าดัชนีความสอดคล้องระหว่างข้อคำถามกับวัตถุประสงค์ จากผู้เชี่ยวชาญใน 2 สาขา ได้แก่ ผู้เชี่ยวชาญด้านความรู้สุขภาพช่องปาก และผู้เชี่ยวชาญด้านทันตกรรมสำหรับเด็ก ซึ่งได้ค่ามากกว่า 0.5 ในทุกข้อคำถาม และค่าความเที่ยงโดยค่าสัมประสิทธิ์แอลฟาของครอนบาค ได้เท่ากับ 0.568 และใช้แบบตรวจสอบสภาวะโรคฟันผุในเด็กซึ่งดัดแปลงจากแบบสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากแห่งชาติ ครั้งที่ 8 ประเทศไทย พ.ศ.2560⁵

โดยการปรับมาตรฐานระหว่างผู้ตรวจ (Inter-examiner calibration) กับ ผู้เชี่ยวชาญทันตกรรมสำหรับเด็ก (gold standard) ได้ค่าแคปปา เท่ากับ 0.71 และ ปรับมาตรฐานในผู้ตรวจคนเดียว (Intra-examiner calibration) ได้ค่า แคปปา เท่ากับ 0.96

รวบรวมข้อมูลแบบสอบถามจากกลุ่มตัวอย่างและตรวจสอบภาวะโรคฟันผุในเด็ก ณ ศูนย์พัฒนาเด็กเล็กและชั้นอนุบาล การตรวจสอบภาวะโรคฟันผุ ก่อนการตรวจเด็กจะแปรงฟันก่อนหนึ่งครั้ง และใช้ผ้าก๊อชเช็ดซ้าก่อนการตรวจอีกครั้งหนึ่ง รวบรวมเก็บข้อมูลระหว่างเดือนสิงหาคม พ.ศ. 2562 ถึง เดือนตุลาคม พ.ศ. 2562 วิเคราะห์ข้อมูลเชิงปริมาณด้วยสถิติเชิงพรรณนา เป็นค่าร้อยละ และค่าเฉลี่ยตามลักษณะข้อมูล และสถิติเชิงวิเคราะห์ เพื่อเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของตัวแปร และการหาค่าทดสอบค่าความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก โดยใช้สถิติ ROC curve การศึกษาในครั้งนี้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการพิทักษ์สิทธิ์ สวัสดิภาพและป้องกันอันตรายของผู้ถูกวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อนุมัติวันที่ 7 มิถุนายน พ.ศ.2562 เอกสารเลขที่ 24/2562

ตารางที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ดูแลและเด็กและสถานะโรคฟันผุในเด็ก

Table 1 Socio-demographic characteristics of caregivers and children and children's dental caries status (n=364)

Characteristics		n	%
Caregivers' gender	Male	40	11
	Female	324	89
Caregivers' age (year)	Range	17- 69	
	Mean $\pm$ SD	37.44 $\pm$ 12.107	
Relationship	Father/Mother	253	69.5
	Caregivers	111	30.5
Educational level	Secondary school or lower	198	54.4
	Above secondary school	166	45.6
Caregivers' income level	$\leq$ 9,000 baht/month	263	72.3
	> 9,000 baht/month	101	27.7
Sources of oral health information (multiple responses, if needed)	TV/Radio	172	47.3
	Friends/Relatives	72	19.8
	Newspaper/Magazine	20	5.5
	Dental health/health personnel	222	61.0
	Internet	138	37.9
	Brochure/poster	29	8.0
Occupation	Government official	13	3.6
	Employee	17	4.7
	Freelance	148	40.7
	Housewife	40	11.0
	Farmer	92	25.3
	Merchant	44	12.1
	other	6	1.6

ผลการศึกษา

ผลการศึกษาแบ่งออกเป็น 4 ส่วน ดังนี้

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ดูแลและเด็ก

ผู้ดูแลส่วนใหญ่เป็นเพศหญิง (ร้อยละ 89) และมีความสัมพันธ์กับเด็ก คือเป็นพ่อแม่ (ร้อยละ 69.5) โดยอายุเฉลี่ยของผู้ดูแล เท่ากับ 37.44 ($\pm$ 12.107) ปี ผู้ดูแลส่วนใหญ่ได้รับการศึกษาถึงระดับชั้นประถมศึกษา (ร้อยละ 30.2) มีรายได้เฉลี่ยต่อเดือนต่ำกว่าหรือเท่ากับ 9,000 บาท (ร้อยละ 72.3) และส่วนใหญ่ประกอบอาชีพรับจ้าง (ร้อยละ 40.7) จากการตอบแบบสอบถามพบว่า ช่องทางที่ผู้ดูแลได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากในช่วง 1 ปี ที่ผ่านมาสูงที่สุด คือ จากบุคลากรทันตสาธารณสุข (ร้อยละ 61) นอกจากนี้ผู้ดูแลส่วนใหญ่ไม่ได้ไปเข้ารับบริการทันตกรรมเลย ภายใน 1 ปี ที่ผ่านมา (ร้อยละ 40.9) ในส่วนเด็กอายุ 2-5 ปี พบว่าเป็นเพศชายมากกว่าเพศหญิง (ร้อยละ 52.2) อายุเฉลี่ยของเด็กเท่ากับ 3.44 ($\pm$ 0.87) ปี และมีค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอนในเด็กอายุ 2-5 ปี เท่ากับ 5.70 ($\pm$ 5.54) ซึ่ง/คน ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ดูแลและเด็กและสถานะโรคฟันผุในเด็ก (ต่อ)

Table 1 Socio-demographic characteristics of caregivers and children and children's dental caries status (n=364) (cont.)

Characteristics		n	%
Dental visit	never	149	40.9
	≥ 1	215	59.1
Children's gender	Male	190	52.2
	Female	174	47.8
Children's age	Mean ± SD	3.44 ± 0.87	
	Range	2-5	
Children's dental caries status (dmft)	Mean ± SD	5.70 ± 5.54	
	Median	4	

ส่วนที่ 2 ความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลกับสถานะโรคฟันผุในเด็กอายุ 2-5 ปี

เมื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่าง ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากทั้งหมดและความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานรวมและความรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้านการสื่อสารและวิพากษ์รวมของผู้ดูแล กับ ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดของเด็ก พบว่า ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากทั้งหมด และความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้น

พื้นฐานรวมของผู้ดูแลนั้น มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดของเด็ก โดยพบว่ายิ่งผู้ดูแลมีคะแนนสูง ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดของเด็กจะยิ่งลดลง โดยเฉพาะความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานที่เกี่ยวกับการป้องกันโรคฟันผุ โดยความรู้ทั่วไปด้านทันตสุขภาพ ไม่สัมพันธ์กับค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุด(ซี่/คน) ของเด็ก (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 ความสัมพันธ์ระหว่างความรู้ด้านสุขภาพช่องปากและความรู้ทั่วไปด้านทันตสุขภาพ กับ ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุด (ซี่/คน) ของเด็ก

Table 2 Relationships among caregiver oral health literacy, oral health knowledge and children's caries status (dmft)

Relationship		Correlations Coefficient	p-value
Caregiver total OHL - dmft		-0.106	0.044*
Basic/Functional OHL - dmft	Total	- 0.116	0.027*
	Dental caries	- 0.064	0.223
	Prevention	- 0.103	0.049*
	Fluoride toothpaste label	- 0.102	0.053
Communicative and Critical OHL - dmft	Total	0.018	0.739
	Searching and using information OHL	- 0.001	0.980
	Communicative OHL	0.041	0.440
	Critical OHL	- 0.052	0.323
Oral health knowledge - dmft		0.002	0.967

*Spearman's Correlation Coefficients, significant difference at $p < 0.05$

ส่วนที่ 3 ค่าจุดตัดของคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล

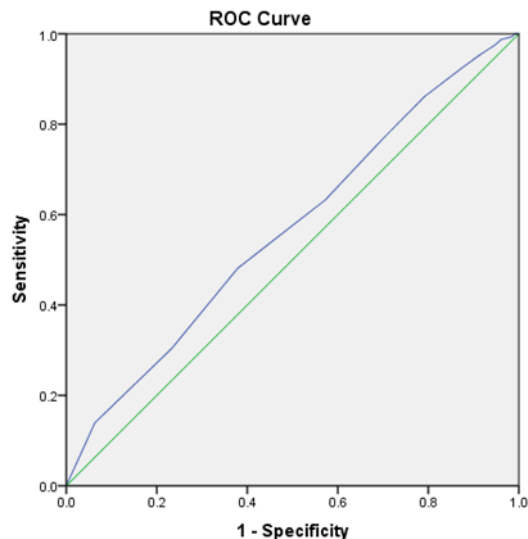
จากผลการศึกษาที่พบว่าความรู้ด้านสุขภาพช่องปากทั้งหมดและความรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานรวมของผู้ดูแล มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กับ ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดของเด็ก โดยพบว่ายิ่งผู้ดูแลมีคะแนนสูง ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดของเด็กจะยิ่งลดลง (ตารางที่ 2) จากความสัมพันธ์ดังกล่าวจึงใช้ค่ามัธยฐาน

ของค่าฟันผุ ถอน อุดของเด็ก ซึ่งมีค่าเท่ากับ 4 เป็นตัวแปรที่เป็นเกณฑ์มาตรฐานที่ใช้หาจุดตัดของคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล และเนื่องจากโดยปกติค่าฟันผุ ถอน อุดมีลักษณะเป็นการแจกแจงปัวซอง (Poisson distribution) จึงไม่สามารถใช้ค่าเฉลี่ยฟันผุ ถอน อุดได้

หลังจากนั้นได้หาค่าจุดตัด (cut-off point) ของคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลที่ใช้จำแนกกลุ่มผู้ดูแลที่มี

ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ (adequate Oral Health Literacy) และกลุ่มที่มีไม่เพียงพอ (inadequate Oral Health Literacy) ด้วยการใช้สถิติ Receiver Operating Characteristic curve หรือ ROC curve โดยกำหนดกลุ่มตัวแปร ออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ 1.ค่ามัธยฐาน¹ (dmft เท่ากับ 0-3 และ ≥ 4) และ 2.ค่ามัธยฐาน² (dmft เท่ากับ

0-4, >5) ซึ่งจากการคำนวณพบว่า ที่ค่ามัธยฐาน¹ มีพื้นที่ใต้เส้นโค้งมากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (รูปที่ 2) และที่คะแนน 37 เป็นค่าจุดตัด ที่ให้ค่าความไว (sensitivity) ที่สูง คือ มากกว่าร้อยละ 50 และค่าความจำเพาะ (specificity) ที่ยอมรับได้ คือ มากกว่าร้อยละ 40 (ตารางที่ 3)



รูปที่ 2 แสดงเส้นโค้ง ROC ของคะแนนความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล เพื่อทำนายสภาวะโรคฟันผุที่ไม่ดี ของเด็กอายุ 2-5 ปี

Figure 2 ROC Curve Area Under the Curve (AUC) = 0.566 (95% CI: 0.507-0.626, p -value < 0.05)

ตารางที่ 3 แสดงสมรรถนะของแบบวัดความรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลในแต่ละค่าจุดตัด เพื่อทำนายสภาวะโรคฟันผุในเด็กอายุ 2-5 ปี

Table 3 Competency of the assessment test to predict children's oral health status ($n = 364$)

Cut-off point of caregiver OHL score	poor oral health (median dmft ≥ 4)		good oral health (median dmft 0-3)		Sensitivity (%)	Specificity (%)
	True positive	False negative	False positive	True negative		
35	26	180	12	146	86.1	20.9
36	43	163	22	136	77.2	29.6
37	61	145	36	122	63.3	42.7
38	88	118	58	100	48.1	62.1
39	128	78	82	76	30.4	76.7
40	158	48	110	48	13.9	93.7
41	193	13	136	22	0	100

ดังนั้นค่าจุดตัดในการจำแนกผู้ดูแล จึงเท่ากับ 37 คะแนน ส่งผลให้ผู้ดูแลที่มีความรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ (adequate Oral Health Literacy) เท่ากับ 267 คน (ร้อยละ 73) และกลุ่มผู้ดูแลที่มีไม่เพียงพอ (inadequate Oral Health Literacy) จำนวน 97 คน (ร้อยละ 27)

ส่วนที่ 4 ปัจจัยด้านต่าง ๆ ของผู้ดูแลที่ส่งผลต่อความรู้ด้านสุขภาพช่องปาก

จากผลการศึกษา พบว่าผู้ดูแลที่เป็นพ่อแม่และเป็นเพศหญิง มีระดับการศึกษาสูงกว่า ม.ต้น และได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปาก ที่มากกว่า 1 ช่องทาง จะสัมพันธ์กับการมีความรู้ด้านสุขภาพ

ช่องปากรวมทั้งหมดที่ดี โดยปัจจัยเรื่องรายได้เฉลี่ยต่อเดือน และการเข้ารับบริการทางทันตกรรม พบว่าไม่มีความสัมพันธ์กับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล (ตารางที่ 4)

โดยเมื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยของผู้ดูแลแบบหลายตัวแปร (multivariate analysis) กับ ความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก โดยใช้เกณฑ์ในการคัดเลือกจากตัวแปรที่มีความสัมพันธ์กับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และแต่ละตัวแปรนั้นต้องเป็นอิสระต่อกัน พบว่า ปัจจัยหรือตัวแปรดังกล่าวที่ส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก ได้แก่ เพศของ

ผู้ดูแล ระดับการศึกษาและช่องทางที่ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปาก โดยผู้ดูแลที่เป็นเพศหญิง พบว่ามีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ มากกว่าเพศชาย 2.7 เท่า ผู้ดูแลที่มีระดับการศึกษาสูงกว่ามัธยมศึกษาตอนต้นจะมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ มากกว่าผู้ดูแลที่มีระดับการศึกษาต่ำกว่าหรือเท่ากับชั้นมัธยมศึกษาตอนต้น เท่ากับ 2.89 เท่า และผู้ดูแลที่ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากมากกว่า 1 ช่องทาง จะมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอ มากกว่าผู้ดูแลที่ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1 ช่องทาง 2.24 เท่า อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ตามลำดับ (ตารางที่ 5)

ตารางที่ 4 ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยด้านต่างๆ ของผู้ดูแล ที่ส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก

Table 4 The Relationships between caregivers' factors and their total oral health literacy

Factors		Total OHL scores	p-value
Relationship	Parent	38.20 ± 2.17	< 0.001**
	Not parent	36.48 ± 2.76	
Caregivers' gender	Female	37.81 ± 2.46	0.002*
	Male	36.63 ± 2.51	
Educational level	≤ 2 ^o school	36.84 ± 2.60	< 0.001**
	> 2 ^o school	38.67 ± 2.60	
Caregivers' income level	≤ 9,000 (baht/month)	37.54 ± 2.52	0.06
	> 9,000 (baht/month)	38.04 ± 2.40	
Sources of oral health information	≤ 1	32.02 ± 2.65	< 0.001**
	> 1	38.40 ± 2.09	
Dental visit	no	37.63 ± 2.36	0.560
	≥ 1	37.71 ± 2.58	

Mann-Whitney U test,

*significant difference at $p < 0.05$ and ** $p < 0.001$

ตารางที่ 5 วิเคราะห์ความสัมพันธ์แบบหลายตัวแปรของปัจจัยต่างๆ ที่ส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล

Table 5 Multivariate analysis of caregiver socioeconomic factors that impact to their Oral health literacy

Factors		Association (95% CI)	p-value	Adjusted OR (95% CI)	p-value
Relationship	Parents	3.593	< 0.001*	-	-
	Not parents	(2.20, 5.87)			
Gender	Female	2.537	< 0.001*	2.70 (1.31, 5.54)	0.007*
	Male	(1.295, 4.971)			
Educational level	> 2 ^o school	3.46	< 0.001*	2.89 (1.68, 4.96)	< 0.001*
	≤ 2 ^o school	(2.05, 5.81)			
Income level (baht/month)	> 9,000	1.433	0.195	-	-
	≤ 9,000	(0.83, 2.47)			
Oral health information received channels	> 1	2.787	< 0.001*	2.24 (1.32, 3.77)	< 0.03*
	≤ 1	(1.70, 4.58)			
Dental visit	≥ 1	1.017	0.943	-	-
	No	(0.63, 1.63)			

Adjusted for Gender, Educational level and Oral health information received channels, *significant difference at $p < 0.05$

อภิปรายผลการทดลอง

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก รวมทั้งหมดของผู้ดูแลมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับ ค่าฟันผุ ถอน อุดของเด็ก โดยยิ่งผู้ดูแลมีความรอบรู้ด้านสุขภาพ ช่องปากที่สูง ค่าฟันผุ ถอน อุดในเด็กจะลดลง ซึ่งสอดคล้องกับการ ศึกษาของ Bridge และคณะ¹⁷ ในปี 2014 ที่ความรอบรู้ด้านสุขภาพ ช่องปากของผู้ดูแล สัมพันธ์กับสภาวะโรคฟันผุในเด็กอย่างมีนัยสำคัญ ทางสถิติ ในทิศทางตรงกันข้าม อีกทั้งพบว่าผู้ดูแลในเด็กที่มีความ จำเป็นในการได้รับการรักษาระดับต่ำจนถึงปานกลาง จะมี คะแนนความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่สูงกว่าในกลุ่มผู้ดูแลใน เด็กที่มีความจำเป็นต้องได้รับการรักษาระดับสูง¹³ อีกทั้งเมื่อพิจารณา ความสัมพันธ์ในแต่ละระดับพบว่า ความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก ขึ้นพื้นฐานรวม โดยเฉพาะขึ้นพื้นฐานด้านการป้องกันฟันผุ มีความ สัมพันธ์กับค่าฟันผุ ถอน อุดของเด็กด้วยเช่นกัน เช่นเดียวกับการศึกษาของ Williams และคณะ ในปี 1998¹¹ ที่พบว่าความรอบรู้ด้านสุขภาพ ขึ้นพื้นฐานที่ต่ำ จะเป็นตัวขัดขวางการเข้าถึงการได้รับสุขศึกษาและ การใช้จ่ายที่ไม่ถูกต้องได้ และเมื่อพิจารณาถึงความสัมพันธ์ระหว่าง ความรู้ทั่วไปด้านทันตสุขภาพ กับ ค่าฟันผุ ถอน อุดในเด็ก กลับพบว่า ไม่มีความสัมพันธ์กัน จึงแสดงให้เห็นว่าการมุ่งเน้นให้ความรู้จากการ ให้ทันตสุขภาพของทันตบุคลากร ไม่ได้ส่งผลโดยตรงต่อสภาวะโรค ฟันผุในเด็กหรือทำให้ให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสภาวะช่องปากที่ดีขึ้น ดังนั้นการเข้าถึงข้อมูล เข้าใจข้อมูลและนำข้อมูลทางสุขภาพช่องปาก ไปลงมือปฏิบัติจริง จึงจะเป็นปัจจัยที่นำไปสู่การมีสุขภาพช่องปาก ที่ดีขึ้นได้ อย่างไรก็ตามพบว่าชุดข้อมูลทางสุขภาพช่องปากที่อยู่ใน สื่อต่าง ๆ ในการให้ทันตสุขภาพ เช่น แผ่นพับ โปสเตอร์ หรือจากตัว ทันตบุคลากรเอง มักพบว่ามีการใช้คำศัพท์เฉพาะทางทางการแพทย์ ซึ่งไม่ได้เป็นภาษาที่ใช้สื่อสารกันอย่างแพร่หลายในชีวิตประจำวันของ คนทั่วไป จึงอาจส่งผลให้ผู้รับข้อมูลไม่สามารถเข้าถึง เข้าใจข้อมูลนั้น ๆ ได้ จึงไม่สามารถนำไปลงมือปฏิบัติได้ ส่งผลให้เกิดการขัดขวางการมี สุขภาพช่องปากที่ดี โดยเฉพาะในกลุ่มผู้ที่มีทักษะการรู้หนังสืออย่าง จำกัดและผู้สูงอายุ¹⁸

ปัจจัยของผู้ดูแลที่ส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากนั้น ได้แก่ เพศของผู้ดูแล ระดับการศึกษา และช่องทางที่ผู้ดูแลได้รับข้อมูล ทางสุขภาพช่องปาก โดยเพศหญิงจะมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก สูงกว่าเพศชายแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการ ศึกษาที่ผ่านมา ที่พบว่าบทบาทของผู้ปกครองโดยเฉพาะผู้ที่เป็มารดา มีความสำคัญอย่างยิ่งในการสร้างหรือปรับเปลี่ยนพฤติกรรมด้าน สุขภาพของเด็ก โดยสิ่งเหล่านี้เริ่มต้นตั้งแต่แรกเกิด¹⁹ เพราะมารดา ใกล้ชิดเด็กในช่วงการสร้างพัฒนาการและการเจริญเติบโตมากที่สุด

ดังนั้นมารดาจึงมีความสำคัญและเป็นต้นแบบหรือแบบอย่างในการมี พฤติกรรมสุขภาพช่องปากที่ดีของเด็ก²⁰ นอกจากนี้ระดับการศึกษา ของผู้ดูแลที่สูงกว่ามัธยมศึกษาตอนต้นจะส่งผลให้ผู้ดูแลมีความรอบรู้ ด้านสุขภาพช่องปาก สูงกว่า ผู้ดูแลที่มีระดับการศึกษาต่ำกว่าหรือ เท่ากับชั้นมัธยมศึกษาตอนต้น อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับ การศึกษาของ Hui Fong Lai S. และคณะ ในปี 2017 ที่พบว่าระดับ การศึกษาของผู้ปกครองมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับคะแนน ความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก โดยยิ่งผู้ปกครองที่มีระดับการศึกษา สูงกว่าชั้นมัธยมศึกษาตอนต้น จะยิ่งส่งผลให้มีคะแนนความรอบรู้ด้าน สุขภาพช่องปากรวมที่สูงตามไปด้วย²¹ และผู้ดูแลที่ได้รับข้อมูลทาง สุขภาพช่องปากมากกว่า 1 ช่องทาง จะมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปาก ที่ดีกว่ากลุ่มผู้ดูแลที่ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากน้อยกว่าหรือ เท่ากับ 1 ช่องทาง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จึงทำให้ทราบว่าเมื่อ ผู้ดูแลสามารถได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากที่หลากหลายมากขึ้น จะยิ่งทำให้ผู้ดูแลสามารถมีข้อมูล และนำข้อมูลไปใช้ให้เกิดผลลัพธ์ ทางสุขภาพช่องปากในเด็กให้ดีขึ้นได้ แต่อย่างไรก็ตามพบว่าช่องทาง ที่ผู้ดูแลได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากมากที่สุดยังคงเป็นจากบุคลากร ทันตสาธารณสุข (ร้อยละ 61) รองลงมา คือ จากสื่อโทรทัศน์/วิทยุ (ร้อยละ 47.3) และจากอินเทอร์เน็ต (ร้อยละ 37.9) ซึ่งแตกต่างจาก ผลการศึกษาของ Vichayanrat และคณะ ในปี 2014 ที่ศึกษา ณ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ที่พบว่า ผู้ดูแลส่วนใหญ่ ได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากโทรทัศน์/วิทยุ (ร้อยละ 50.34) และ จากอินเทอร์เน็ต (ร้อยละ 45.64) ซึ่งสูงกว่า จากบุคลากรทันตสาธารณสุข (ร้อยละ 30.84)¹⁵ ความแตกต่างนี้ สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Zahnd และคณะในปี 2009 ที่พบว่าประชากรในเขตชนบทมีการ ได้รับข้อมูลทางสุขภาพจากอินเทอร์เน็ต น้อยกว่า ประชากรในเขตเมือง²² ดังนั้นในพื้นที่อำเภอทองไทรลาด หรือชุมชนที่มีบริบทที่คล้ายคลึงกับ พื้นที่วิจัย ข้อมูลทางสุขภาพช่องปากจากบุคลากรทางทันตสาธารณสุข ยังถือว่าเป็นสิ่งจำเป็น นอกจากนี้ช่องทางที่บุคลากรทันตสาธารณสุข มักจะใช้ในการสื่อสารหรือเผยแพร่ข้อมูลทางสุขภาพช่องปากอย่าง สม่าเสมอ แต่กลับพบว่าผู้ดูแลได้รับข้อมูลจากช่องทางนี้ค่อนข้างน้อย ได้แก่ แผ่นพับ/โปสเตอร์ (ร้อยละ 8) ซึ่งบุคลากรทางทันตสาธารณสุข ควรกลับมาทบทวนกับการใช้ช่องทางดังกล่าว มีบางการศึกษาพบว่า ข้อมูลทางสุขภาพช่องปากในแผ่นพับ/โปสเตอร์ ใช้ภาษาในระดับการ ศึกษาที่สูงและมีความเฉพาะทางมาก การพัฒนาให้ช่องทางข้อมูล ทางสุขภาพช่องปากดังกล่าวใช้ภาษาที่เข้าใจง่าย และน่าสนใจ เหมาะสมกับระดับการรู้หนังสือ ก็จะช่วยเพิ่มความรอบรู้ด้านสุขภาพ ช่องปากของผู้ดูแลได้²³

การหาค่าจุดตัดของคะแนนความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลเพื่อใช้ในการทำนายสถานะโรคฟันผุในเด็กอายุ 2-5 ปี ซึ่งการศึกษาครั้งนี้ ใช้ค่ามัธยฐานของค่าฟันผุ ถอน อุดของเด็ก เป็นตัวแทนเพื่อใช้ในการประเมิน เนื่องจากพบว่าความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญ กับค่าฟันผุ ถอน อุดของเด็ก (ตารางที่ 2) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Wong และคณะ²⁴ ในปี 2013 และการศึกษาของ Firmino และคณะ²⁵ ในปี 2019 อย่างไรก็ตามการประเมินค่าจุดตัดจากค่าฟันผุ ถอน อุดเพียงอย่างเดียวอาจไม่ครอบคลุมเพียงพอ เนื่องจากฟันผุ เป็นลักษณะเกิดร่วมกันจากหลายปัจจัย (multifactorial etiology)²⁶ เช่น จากพฤติกรรม การดูแลความสะอาดช่องปาก พฤติกรรมการกิน เป็นต้น และนอกจากตัวโรคแล้ว ผลจากการมีฟันผุของเด็กยังสามารถส่งผลกระทบต่อการใช้ชีวิตประจำวันหรือคุณภาพชีวิตของเด็กได้อีกด้วย²⁷ ดังนั้นการประเมินความสัมพันธ์ในปัจจัยที่หลากหลายจากทั้งจากตัวเด็กเอง หรือจากผู้ดูแล เช่น สถานะสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล เป็นต้น ก็จะสามารถทำให้การหาค่าจุดตัดของคะแนนความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลสามารถครอบคลุมและเป็นองค์รวมมากขึ้น

การศึกษาในครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ลงพื้นที่เพื่อเก็บข้อมูลด้วยตนเอง ณ ศูนย์พัฒนาเด็กเล็กและโรงเรียน (ชั้นอนุบาล) แม้ว่าดำเนินการด้วยวิธีนี้ แม้จะทำให้มีค่าใช้จ่ายสูงทั้งในแง่การเตรียมเอกสารและค่าเดินทาง ซึ่งไม่สามารถทำให้เสร็จเรียบร้อยได้ในครั้งเดียว ใช้เวลาในการเดินทางมาก ล้วนเสี่ยงทรัพยากรธรรมชาติจากการเตรียมเอกสารทำแบบสอบถาม และมีความยุ่งยากมากกว่าการทำแบบสอบถามออนไลน์ ซึ่งเป็นสื่อสังคมออนไลน์ชนิดหนึ่งที่มีข้อดีคือ ไม่ต้องลงทุน ใช้งานง่าย และเป็นการสื่อสารที่เป็นปัจจุบัน อีกทั้งสามารถส่งถึงกลุ่มเป้าหมายได้โดยตรงด้วยการเข้าถึงผ่านอินเทอร์เน็ต²⁸ แต่เนื่องจากอำเภอคลองไกรลาศ จัดเป็นหนึ่งในพื้นที่ชนบทที่ประกอบอาชีพรับจ้าง และภาคเกษตรเป็นหลัก อีกทั้งผู้ดูแลเด็กเป็นกลุ่มผู้สูงอายุค่อนข้างมาก ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ผู้สูงอายุในเขตชนบทที่ประกอบอาชีพดังกล่าวมีโอกาสเข้าถึงและใช้งานอินเทอร์เน็ตค่อนข้างต่ำ และน้อยกว่าผู้สูงอายุในเขตเมืองอย่างมีนัยสำคัญ²⁹ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกการทำแบบสอบถามแบบกระดาษ แม้ว่าจะทราบถึงข้อเสียดังที่ได้กล่าวมา โดยผู้วิจัยจะเป็นผู้แจกแบบสอบถามและให้ผู้ดูแลเป็นผู้ทำแบบสอบถามด้วยตนเอง

แบบสอบถามความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลเด็กก่อนวัยเรียนในอำเภอคลองไกรลาศ จังหวัดสุโขทัยในครั้งนี้ เป็นการรวมกันของเครื่องมือที่ได้จาก 2 การศึกษา มีข้อดีคือ ทำให้แบบสอบถามความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลเด็กก่อนวัยเรียนในอำเภอคลองไกรลาศ จังหวัดสุโขทัยในครั้งนี้ สามารถวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลได้รอบด้านมากขึ้น โดยครอบคลุมทั้ง 3 ระดับสอดคล้องกับการจำแนกระดับความรอบรู้ด้านสุขภาพโดย Nutbeam¹⁰

ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า เครื่องมือวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่ถูกพัฒนาขึ้นมานั้น ส่วนใหญ่เป็นการวัดในระดับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานเท่านั้น ไม่สามารถวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากในระดับการสื่อสารและวิพากษ์ได้ เช่น REALD-30 หรือ Test of Functional Health Literacy in Dentistry (TOFHLID) เป็นต้น โดยการวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลที่หลากหลาย (multi-dimension) ในแบบสอบถามเดียว จึงทำให้ความสอดคล้องของเนื้อหาไม่ไปในทิศทางเดียวกันได้ อีกทั้งตัวเลือกในส่วนความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากขั้นพื้นฐานที่พบว่า เป็นตัวเลือกที่วัดทักษะในหลากหลายด้านรวมกัน เช่น การคำนวณ การใช้ภาษา คำกริยา และคำศัพท์เฉพาะ เป็นต้น ส่งผลให้ค่าความสอดคล้องภายในเนื้อหา โดยวัดจากค่าสัมประสิทธิ์แอลฟาของครอนบาค มีค่าเท่ากับ 0.568 ซึ่งเป็นค่าไม่มากนัก³⁰ ดังนั้นเครื่องมือชุดนี้จึงอาจเป็นเครื่องมือต้นแบบในการพัฒนาเครื่องมือต่อไปในอนาคตซึ่งสามารถนำไปใช้ปฏิบัติในพื้นที่ในลักษณะเฉพาะบุคคล คือ จะต้องสามารถวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลในเบื้องต้นและวัดซ้ำในผู้ดูแลได้ เพื่อนำไปเป็นข้อมูลในการส่งเสริมให้ผู้ดูแลมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เพียงพอต่อไป แต่อย่างไรก็ตามชุดข้อมูลที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างจากการศึกษาในครั้งนี้ สามารถนำไปเป็นข้อมูลพื้นฐานเบื้องต้นในการที่จะปรับปรุงการทำงานส่งเสริมป้องกันในกลุ่มเด็กปฐมวัยของทันตบุคลากรในชุมชนได้ ได้แก่ ทันตบุคลากรมีการปรับเปลี่ยนกระบวนการในการให้ทันตสุขศึกษาแก่ผู้ดูแล คือ ต้องตระหนักอยู่เสมอว่า ผู้ดูแลมีความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่แตกต่างกัน และปัจจัยต่าง ๆ ของผู้ดูแลล้วนส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากด้วย ทำให้ศักยภาพในการที่จะเข้าถึงข้อมูล เข้าใจข้อมูลและนำไปลงมือปฏิบัติได้ของผู้ดูแล ย่อมแตกต่างกันออกไป เช่น บางพื้นที่ที่ผู้ดูแลส่วนใหญ่มีการศึกษาน้อย การปรับเปลี่ยนการให้ทันตสุขศึกษา ได้แก่ การใช้รูปภาพหรืออุปกรณ์โมเดลต่าง ๆ ในการอธิบายข้อมูลร่วมกับหลักการใช้คำศัพท์เฉพาะทางทางการแพทย์ แทนการให้ทันตสุขศึกษาที่มีแต่ตัวหนังสือ เช่น แผ่นพับ หรือโปสเตอร์ เป็นต้น ก็จะสามารถทำให้ผู้ดูแลเข้าถึง และเข้าใจข้อมูลได้มากขึ้น สามารถนำไปปฏิบัติได้จริงที่บ้าน

บทสรุป

การศึกษาในครั้งนี้เป็นการพัฒนาเครื่องมือขึ้นใหม่ ที่เกิดจากการปรับปรุงและดัดแปลงจากเครื่องมือวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากที่เป็นภาษาไทย 2 การศึกษาที่มีความน่าเชื่อถือเข้าด้วยกัน เพื่อต้องการวัดความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลได้ครอบคลุมมากขึ้น แต่เนื่องจากความหลากหลายของเนื้อหาข้อคำถามและคำตอบในการประเมินความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลในแบบสอบถามเดียว

ทำให้ค่าความสอดคล้องภายใน โดยหาค่าสัมประสิทธิ์แอลฟาของครอนบาค มีค่าต่ำกว่าเกณฑ์ในกรณีที่พัฒนาเครื่องมือขึ้นมาใหม่ อย่างไรก็ตามการพัฒนาเครื่องมือในครั้งนี้ นับว่าอยู่ในช่วงเริ่มต้นของการศึกษาและให้ความสนใจเกี่ยวกับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากในประเทศไทย ดังนั้นกระบวนการพัฒนาเครื่องมือในครั้งนี้ ซึ่งมีทั้งข้อดีและข้อที่ควรปรับปรุง จะสามารถเป็นแนวทางให้เกิดการพัฒนาในการศึกษาเกี่ยวกับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากต่อไปในอนาคตได้ โดยจากการศึกษาพบว่าความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลสัมพันธ์กับสภาวะโรคฟันผุในเด็ก อายุ 2-5 ปี ในขณะที่ความรู้ด้านสุขภาพช่องปากไม่พบความสัมพันธ์กับสภาวะโรคฟันผุในเด็ก อย่างไรก็ตามความรู้ด้านสุขภาพช่องปากนั้นยังมีความสำคัญซึ่งทันตบุคลากรควรมีการปรับเปลี่ยนการให้ทันตสุขภาพศึกษา โดยการให้ความรู้หรือข้อมูลทางด้านสุขภาพช่องปากผ่านการสื่อสารอย่างเหมาะสมกับระดับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแลเพื่อจะได้ทำให้ผู้ดูแลสามารถเข้าถึงข้อมูล เข้าใจข้อมูลหรือความรู้แล้วสามารถนำไปใช้ให้เกิดการเปลี่ยนแปลงและคงไว้ซึ่งสุขภาพช่องปากที่ดีของเด็กได้ โดยปัจจัยของผู้ดูแลเพศของผู้ดูแล ระดับการศึกษา และช่องทาง การได้รับข้อมูลทางสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล ส่งผลต่อความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของผู้ดูแล ดังนั้นหากทันตบุคลากรมีการปรับเปลี่ยนแนวคิดและการปฏิบัติงาน โดยให้สอดคล้องกับระดับความรอบรู้ด้านสุขภาพช่องปากของประชากร ไม่ว่าจะเป็นในสถานบริการหรือลงพื้นที่ในชุมชนเพื่อทำงานส่งเสริมป้องกันก็จะส่งผลให้ประชากรในชุมชนมีสุขภาพช่องปากที่ดีขึ้นได้ โดยเฉพาะเด็กก่อนวัยเรียน ที่ขึ้นอยู่กับ การดูแลของผู้ดูแลเป็นหลัก จึงนับว่าเป็นความท้าทายความเชื่อ ในการปฏิบัติงานของทันตบุคลากรเป็นอย่างมาก

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาในครั้งนี้สำเร็จได้ โดยได้รับความร่วมมือจากคุณครูประจำศูนย์พัฒนาเด็กเล็กและชั้นอนุบาลที่ได้ช่วยดำเนินการจัดการนัดหมายผู้ดูแล เตรียมสถานที่ เก็บรวบรวมข้อมูล ติดต่อประสานงาน อีกทั้งผู้ดูแลและเด็กทุกคนที่เสียสละเวลาในการทำแบบสอบถามและตรวจฟันรวมถึงคณาจารย์คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่เป็นที่ปรึกษาและเอื้ออำนวยให้ดำเนินการได้ประสบความสำเร็จ และบัณฑิตศึกษามหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่ให้ทุนสนับสนุนการศึกษานี้ ผู้วิจัยจึงขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

เอกสารอ้างอิง

1. Benadof D, Hajjishengallis E, Cole A, Vidal C. Oral literacy demand in the pediatric dental clinic: a pilot study. *Int J Paediatr Dent* 2017; 27(5):326-33.

2. Sheiham A. Oral health, general health and quality of life. *Bull World Health Organ* 2005;83(9):644.
3. Bureau of Dental Health, Department of Health, Ministry of Public Health. Guideline on oral health care, 2018.
4. Wongkhongkhathep S, editors. Comprehensive Oral Health Promotion Model to Reduce Early Childhood caries (ECC). Bureau of Dental Health, Department of Health, Ministry of Public Health, 2005.
5. Bureau of Dental Health, Department of Health, Ministry of Public Health. The 8th national oral health survey 2017 of Thailand, 2017.
6. Kay E, Locker D. Is dental health education effective? A systematic review of current evidence. *Community Dent Oral Epidemiol* 1996;24(4):231-5.
7. Vann Jr W, Lee JY, Baker D, Divaris K. Oral health literacy among female caregivers: impact on oral health outcomes in early childhood. *J Dent Res* 2010;89(12):1395-400.
8. Sørensen K, Van den Broucke S, Fullam J, Doyle G, Pelikan J, Slonska Z, et al. Health literacy and public health: a systematic review and integration of definitions and models. *BMC public health* 2012;12(1):80.
9. Kickbusch I, Nutbeam D. Health promotion glossary. Geneva: World Health Organization. 1998;14.
10. Nutbeam D. Health promotion glossary. *Health Promot Int* 1998;13(4):349-64.
11. Nutbeam D. Health literacy as a public health goal: a challenge for contemporary health education and communication strategies into the 21st century. *Health Promot Int* 2000;15(3):259-67.
12. DeWalt DA, Hink A. Health literacy and child health outcomes: a systematic review of the literature. *J Pediatr* 2009;124(Supplement 3):S265-S74.
13. Miller E, Lee JY, DeWalt DA, Vann WF. Impact of caregiver literacy on children's oral health outcomes. *J Pediatr* 2010;117(5):809-817.
14. Vann Jr W, Lee JY, Baker D, Divaris K. Oral health literacy among female caregivers: impact on oral health outcomes in early childhood. *J Dent Res* 2010;89(12):1395-400.
15. Vichayanrat T, Sittipasoppon T, Rujiraphan T, Meeprasert N, Kaveepansakol P, Atamasirikun Y. Oral health literacy among mothers of pre-school children. *M Dent J* 2014;34:243-52.
16. Wanichsaithong P, Goodwin M, Pretty IA. Development and pilot study of an oral health literacy tool for older adults. *J Invest Clin Dent* 2019;10(4):e12465.
17. Bridges SM, Parthasarathy DS, Wong HM, Yiu CK, Au TK, McGrath CP. The relationship between caregiver functional oral health literacy and child oral health status. *Patient Educ Couns* 2014;94(3):411-6.
18. Baur C, Comings J, Evans C, Garcia R, Horowitz A, Ismail A, et al. The invisible barrier: literacy and its relationship with oral health. *J Public Health Dent* 2005;65(3):174-82.

19. Edelstein BL, Yoder KM. The Child in Context of the Family, Community, and Society. McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent: Elsevier; 2016. p. 645-52
20. Sehwat P, Shivlingesh K, Gupta B, Anand R, Sharma A, Chaudhry M. Oral health knowledge, awareness and associated practices of pre-school children's mothers in Greater Noida, India. *Niger Postgrad Med J* 2016;23(3):152.
21. Lai SHF, Wong MKW, Wong HM, Yiu CKY. Parental oral health literacy of children with severe early childhood caries in Hong Kong. *Eur J Paediatr Dent* 2017;18(4):326-31.
22. Zahnd WE, Scaife SL, Francis ML. Health literacy skills in rural and urban populations. *Am J Health Behav* 2009;33(5):550-7.
23. Ishikawa H, Kiuchi T. Health literacy and health communication. *Biopsychosoc Med* 2010;4(1):18.
24. Wong HM, Bridges SM, Yiu CK, McGrath CP, Au TK, Parthasarathy DS. Validation of the Hong Kong Oral Health Literacy Assessment Task for Paediatric Dentistry (HKOHLAT-P). *Int J Paediatr Dent* 2013; 23(5):366-75.
25. Firmino RT, Granville Garcia AF, McGrath CP, Bendo CB, Ferreira FM, Paiva SM. Validation for Brazilian Portuguese language of the Hong Kong Oral Health Literacy Assessment Task for Paediatric Dentistry (BOHLAT-P). *Int J Paediatr Dent* 2020;30(2):234-43.
26. Policy on Early Childhood Caries (ECC): Classifications, Consequences, and Preventive Strategies. *Pediatr Dent* 2016;38(6):52-4.
27. Krisdapong S, Somkotra T, Kueakulpipat W. Disparities in Early Childhood Caries and its impact on oral health-related quality of life of preschool children. *Asia Pac J Public Health* 2014;26(3):285-94.
28. Sarawanawong J. Guideline of using social media for internal public relation in Kasetsart University. *TLA Research J* 2015;8(2):55-69.
29. Pewnill T. Access to Telecommunications Services and Online Communication Usage among Thai Elderly. *NBTC J* 2016;1:408-41.
30. Vollakitkasemskul S. Research Methodology. Udonthani, 2011.

Efficacy of Restorative Primers on the Shear Bond Strength of Polymer-infiltrated Ceramic Network to Resin Cement

Spun Lenglerdphol¹, Taksid Charasseangpaisarn¹, Nuttapop Tiranalinvit¹, Teerapat Rachauppanan¹, Chanikarnt Hongtrakul¹, Supanat Kiatsompop¹, Perapat Thamprasom¹

¹College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathum Thani, Thailand

Abstract

This study investigated the shear bond strength (SBS) of polymer-infiltrated ceramic network (PICN) to resin cement by application of different restorative primers which are commonly available in dental clinic. Fifty square-shaped PICN specimens were prepared and treated with 5% hydrofluoric acid. Then, the specimens were randomly divided into five groups with different surface treatments as follows: non-chemical surface treatment as control group (C), surface treatment with Monobond N (MN), Alloy Primer (AP), Super-Bond Universal Ceramic Primer (SB), and Clearfil™ Ceramic Primer Plus (CF). The specimens were then bonded to cylindrical resin composite block with Panavia™ V5. The SBS test was performed with universal testing machine. Data were recorded and statistically analyzed by One-way ANOVA and Tamhane's T2. The mode of failure was also evaluated under a stereomicroscope at 35x. The results showed that the mean SBS values of MN, CF, and SB groups were significantly higher than that of the C group ($p < 0.05$), but not significantly different to each other ($p > 0.05$). In contrast, AP group provided the lowest SBS value among all the groups ($p < 0.05$). The modes of failure of MN, CF, and SB groups were much preferable than that of C and AP groups. Thus, selection of restorative primers prior to cementation should be thoroughly considered due to the positive and negative effect on the SBS value of the PICN restorative material.

Keywords: Polymer-infiltrated ceramic network, Restorative primer, Shear bond strength, Surface treatment.

Received Date: Jul 8, 2021

Revised Date: Aug 10, 2021

Accepted Date: Oct 4, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.34

Correspondence to :

Spun Lenglerdphol, College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathum Thani 12000, Thailand. Tel : 02-997-2200 ext. 4267, 095-662-2645 E-mail: spun.l@rsu.ac.th

Abstract

The polymer-infiltrated ceramic network (PICN) is a CAD/CAM resin-ceramic that has been developed to overcome the disadvantages of conventional dental ceramics. PICN is a structure with a sintered ceramic matrix infiltrated with a polymer matrix that provides the combination of

more flexibility, less stiffness, increased softness with satisfactory flexural and fracture strength values, and decreased wear of the occluded tooth.^{1,2} In the modern days, PICN has been used for the same purpose as other all-ceramic restorations due to its physical properties,

tooth-like appearance, and its ability to bond with various resin cements. Many studies have also shown that the PICN can be repaired with resin composite which is convenient for the patient and dentist in routine dental practice.^{3,4}

For PICN in this study, we used Vita Enamic® which is composed of ceramic 86% by weight (silica-based ceramic), and polymer 14% by weight (mostly UDMA). Thus, the bonding of PICN restorations utilizes the similar procedure as other silica-based dental ceramic by surface treatment and resin cement for the cementation. Surface treatment provides the mechanical and chemical retention, which significantly increases the bond ability of the restoration.^{3,6} Surface treatment with hydrofluoric acid (HF) creates mechanical retention by increasing the surface roughness of restoration, which in turn increases the surface area. Subsequently, the application of silane coupling agent promotes the chemical retention of the restoration to resin cement.^{3,8}

In the present dental market, there are various commercially restorative primers available to select from, for instance, metal primer, ceramic primer, and universal restorative primer. Each primer is different in composition, ratio, or even method of application. The 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) is commonly recommended for use with base metal alloy, alumina, and zirconia restorations. The sulfuric derivative primers, such as VBATDT (6-(4-vinylbenzyl-n-propyl) amino-1,3,5-triazine-2,4-dithione), are recommended for use with noble metal alloy restoration. The silane coupling agent, 3-MPS (3-methacryloxypropyl-trimethoxysilane or γ -MPS) is recommended for use with silica-based restoration. The different types of restorative primers may be available in separated bottles or a mixture in one bottle. The component of ceramic primers could be only silane coupling agent (i.e., RelyX™ Ceramic Primer and Porcelain liner M), or silane coupling agent with 10-MDP (i.e. Clearfil™ Ceramic Primer Plus and Super-Bond Universal Ceramic Primer). Furthermore, the universal restorative primers which are composed of silane coupling agent, 10-MDP, and sulfuric derivative are also available. The

advantages of universal restorative primer are the ease of use and the lower cost than buying separate bottles.

Silane coupling agent increases the wettability of the restorative surface, and Si-OH group bonds with silicon oxide on silica-based material and its C=C chain has chemical reaction with the organic matrix of resin^{9,10}, while 10-MDP increases bond ability on tooth structures, resin composites, and zirconia based materials.¹¹⁻¹³

As the popularity of PICN is increasing, and thus inevitably becoming widely used in the routine dental practice, it's interesting to explore how different restorative primers in the daily dental practice affect the bond ability of PICN restoration. The purpose of this study was to investigate and to compare the effect of the restorative primers on the shear bond strength between PICN and resin cement. The null hypothesis was the shear bond strength between PICN and resin cement would not be affected by the different restorative primers.

Materials and Methods

The 50 square-shaped PICN specimens (VITA Enamic®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) sized 6x7x3 mm³ were prepared by low speed cutting machine (IsoMet™, Buehler, Illinois, USA). The specimens were invested into the PVC mold with acrylic resin (Unifast™ Trad, GC cooperation, Tokyo, Japan) at the same level of acrylic resin. Then, the specimens were polished with metallographic paper P400, P600, P800 and P1000 respectively, using polishing machine (Nano 2000 grinder-polisher, Pace Technologies, Tucson, USA) under pressure of 4 kg/cm³, 200 rpm for 15 minutes. All specimens were subsequently cleaned with deionized water in ultrasonic bath for 2 minutes and dried with oil-free air. The 80- μ m thickness tape (ScotchBlue™ Painter's Tape, 3M ESPE, Minnesota, USA), sized 10x10 mm² with the hole of 3 mm in diameter were placed on to the specimens prior to surface treatment of each specimen. The surface of the prepared specimens was treated with 5% hydrofluoric acid (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) for 60 seconds and cleaned with deionized water for 60 seconds and dried with oil-free air

for 10 seconds. The PICN specimens were randomly divided into five groups (n=10), one control group and four different restorative primers, as follows:

Group 1: The surface was left untreated with any restorative primer as a control group (C).

Group 2: The surface was treated with Monobond N (MN).

Group 3: The surface was treated with Super-Bond Universal Ceramic Primer (SB).

Group 4: The surface was treated with Clearfil™ Ceramic Primer Plus (CF).

Group 5: The surface was treated with Alloy Primer (AP).

The restorative primers were applied on the prepared surface according to the manufacturer's instruction as shown in table 1. Then, the 3-mm in diameter and height of cylindrical composite resin specimens (Clearfil™ DC core, Kuraray Noritake Dental Co., Ltd., Tokyo, Japan) were fabricated and cemented to PICN specimens with Panavia™ V5 (Kuraray Noritake Dental Co., Ltd., Tokyo, Japan). The bonded specimens were placed under pressure of 1 kg using Durometer (PTC Instruments, California, USA). The excessive cement was removed, and light cured by light curing unit (Elipar™ FreeLight 2, 3M ESPE, Minnesota, USA) for 20 seconds at four sides and kept under pressure for

10 minutes. The bonded specimens were incubated in 37°C water for 24±2 hours in the dark environment. The SBS test was performed by universal testing machine (Shimadzu EZ-S, Shimadzu, Kyoto, Japan) with load cell 500 N and crosshead speed of 0.5 mm/min where the blade of testing machine was 1 mm in vertical dimension away from the bonded interface. The SBS values were collected and statistically analyzed by IBM SPSS Statistics 22 (IBM, New York, USA). The surfaces of fractured specimens, both on PICN and resin composite side, were investigated under the stereomicroscope at 35x magnificant level which could be classified into 3 categories as follows:¹⁴

1) Adhesive failure: the failure occurred at the interface between composite resin and resin cement (Adh CR) or between resin cement and VITA Enamic® (Adh RE) more than 75 % of all areas

2) Cohesive failure: the failure occurred in the substrates of resin composite (Co C), resin cement (Co R) or VITA Enamic® (Co E) more than 75 % of all areas

3) Mixed failure: the failure which combined adhesive and cohesive failures, occurring at the interface and in the substrates where more than 25 % of both Adhe RE and Co E were observed.

Table 1 The manufacturer's instruction for each primer

Primer	Instruction
MN: Monobond N (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)	Apply a thin coat of Monobond N with a microbrush to the pre-treated surfaces. Allow the material to react for 60 seconds. Subsequently, disperse any remaining excess with a strong stream of air.
AP: Alloy Primer (KURARAY CO., LTD.m)	Apply the Alloy Primer to specimens with brush and leave it dry.
SB: Super-Bond Universal Ceramic Primer (Sun medical, Japan)	1. Dispense an equal number of drops of UNIVERSAL PRIMER Parts A & B (1:1 ratio) into a clean mixing well and mix with a brush. 2. Apply the mixture to the surface to be bonded. 3. Blow lightly if the liquid remained.
CF: Clearfil Ceramic Primer Plus	1. Dispense the necessary amount of Clearfil Ceramic Primer Plus into a well of the mixing dish immediately before application. 2. Apply Clearfil Ceramic Primer Plus to the adherent surface of the restoration with an applicator brush. 3. Dry the entire adherent surface sufficiently using mild, oil-free air flow.

Results

The data of each group were analyzed by Kolmogorov Smirnov test and showed normal distribution in all groups. However, the Levene's test showed unequally homogeneity of variances. Thus, One-way ANOVA and post hoc Tamhane's T2 tests were chosen for the statistical analysis at 95% confidence level.

The mean SBS value and standard deviation of each group are shown in Table 2.

Table 2 The mean SBS value (MPa) and standard deviation of each group (mean $\pm$ SD)

Group	Mean SBS $\pm$ SD
C	13.10 $\pm$ 1.40 ^B
MN	16.33 $\pm$ 1.67 ^A
SB	14.81 $\pm$ 0.52 ^A
CF	15.07 $\pm$ 0.78 ^A
AP	11.42 $\pm$ 0.66 ^C

* The same superscript capital letter means there was no significant difference at 95% confidence level

The results showed that the mean SBS value of MN, CF and SB groups were significantly higher than that of the C and AP groups ($p < 0.05$). Among these three groups, the MN group showed the highest SBS values followed by the CF and SB groups, but not significantly different ($p > 0.05$). Only the AP group showed significantly lower mean SBS value than that of the others ($p < 0.05$).



Figure 1 The mode of failures of each group

The mode of failure (Figure 1) showed that the C and AP groups exhibited only adhesive failure between the resin cement and VITA Enamic® (Adh RE) in all specimens. The others showed Adh RE combined with mixed failure (Adh RE with Co E). The MN group showed the most mixed failure followed by the CF and SB groups.

Discussion

The bond strength of the PICN restorations could be improved by mechanical and chemical surface treatments. The mechanical method, roughening the surface, was performed by grinding, etching or sandblasting on the inner surface of restoration, while using various types of primer according to the chemical structure of restorative materials could provide proper chemical bond of the ceramic restoration to resin cement. According to the manufacturer's specification, the dominant composition of VITA Enamic® is alumina-enriched feldspar ceramic network (86% by weight) which is composed of SiO₂ 58-63% by weight and Al₂O₃ 20-23% by weight. The ceramic network is strengthened by an acrylate polymer network, with both networks fully integrated with one another. The polymer is a mixture of two dimethacrylates: UDMA and TEGDMA (14% by weight). The manufacturer's recommendation for surface treatment of VITA Enamic® is the application of 5% hydrofluoric acid for 60 seconds, rinse for 60 seconds and dry with oil-free air as mechanical surface treatment. Then, applying the silane coupling agent containing restorative primer for chemical surface treatment similar to the surface treatment for the silica-based ceramic restorative material.

Previous studies showed that surface treatment of PICN restoration significantly increased the bond strength of PICN and resin composite in various resin cements.³⁻⁸ In 2016, Campos found that hydrofluoric acid etching achieved the highest bond strength compared to air-abrasion and no treatment groups.⁶ Bello *et al.*, reported that mechanical retention from sandblasting technique provided more surface roughness than 5 % hydrofluoric acid etching, but there was not significantly different in term of bond strength when applying the silane-coupling agent.³ Conejo *et al.* in 2020, also reported that 5 % hydrofluoric acid etching for 60 seconds or 120 seconds followed by silanization provided the highest bond strengths.⁸

In this study, the mechanical surface treatment was performed by application of 5 % hydrofluoric acid according to manufacturer's recommendation. After that, 4 different restorative primers, commonly available in dental clinic, were chosen according to the different types

of compositions and the number of primer bottles. Alloy Primer is composed of VBATDT and 10-MDP. Monobond N is composed of silane coupling agent, 10-MDP and 10-MDDT (10-methacryloyloxydecyl 6,8-dithiooctanoate). Clearfil™ Ceramic Primer Plus is composed of 10-MDP

and silane coupling agent. Super-Bond Universal Ceramic Primer is also composed of 10-MDP and silane coupling agent, but in separate bottles. The composition of restorative primers are shown in Table 3.

Table 3 Compositions of restorative primers in this study

Trade name	Manufacturer	Compositions	Lot No.
Monobond N	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Ethanol, water, 3-MPS, 10-MDP and 10-MDDT	X17917
Super-Bond Universal Ceramic Primer	Sun medical, Japan	Liquid A: MMA and 10-MDP Liquid B: MMA and 3-MPS	RR1 RR1
Clearfil™ Ceramic Primer Plus	Kuraray Noritake dental, Japan	Ethanol, 3-MPS and 10-MDP	8T0038
Alloy Primer	Kuraray Noritake dental, Japan	Acetone, 10-MDP and VBATDT	870094

* 3-MPS = 3-Trimethoxysilylpropyl methacrylate, 10-MDP = 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, 10-MDDT = 10-methacryloyloxydecyl 6,8-dithiooctanoate and VBATDT = 6-(4-Vinylbenzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol

The resin cement used in this study was Panavia™ V5 which is a novel resin cement. Previous studies showed higher bond strength of Panavia™ V5 compared with Panavia™ F2.0.^{15,16} It also showed higher color stability than Panavia™ SA due to the amine-free composition.¹⁷ The Panavia™ V5 is MDP-free in cement paste, but 10-MDP is still available in adhesive. Thus, Panavia™ V5 was chosen in this study to eliminate the effect of 10-MDP in resin cement, which may confound the effect of 10-MDP in the restorative primer.

The results of our study showed that MN, CF and SB groups which are silane containing restorative primer could significantly improve the SBS value compared with the C group. This is in agreement with previous recent studies.^{5,6,8,18,19} Hence, the null hypotheses of this study was rejected. The use of silane coupling agent is recommended for promoting the surface wettability of the restoration and the chemical bond between resin cement and silica-based materials.²⁰ The siloxane group (inorgano-functional group) of the silane coupling agent could react with the silica substrate on the surface, while the organo-functional group such as methacrylate could co-polymerize with the resin cement.²¹⁻²³ In 2016, Schwenter et al investigate the etching of VITA Enamic® with 5% HF followed by application of silane coupling agent, increased the shear bond strength between VITA Enamic® and resin composite cement.¹⁸

Tanapon *et al* subsequently reported the shear bond strength between lithium disilicate glass ceramic and resin cement. They found that the application of any type of silane coupling agent significantly increased the bond strength when compared with the untreated group.²⁴ These confirm the important role of silane coupling in promoting the chemical bond; covalent Si-O-Si bonds, of the silica component in VITA Enamic® and even in lithium disilicate ceramic.

Although MN, CF, and SB groups all contain silane coupling agent, they are different in their compositions and the number of primer bottles. This might affect the bond strength. Monobond N primer and Clearfil™ Ceramic Primer Plus are single bottle restorative primer. In contrast, Super-Bond Universal Ceramic Primer is the two-bottle system. Due to the manufacturer's data which are shown in Table 3, the mixing ratio of liquid A and liquid B of Super-Bond Universal Ceramic Primer might affect the shear bond strength. The among of the silane coupling agent may be different in concentration when mixing with 10-MDP. Furthermore, the homogeneity of the mixture may cause the distribution of silane coupling agent which leads to lower SBS value of the SB group compared with the MN and CF groups, but not significantly different. Thus, further studies may observe the effect of different ratio of liquid A and liquid B on the bonding ability between silica-based

restoration to resin cement. Including, one-bottle primer compared with mixing of two-bottle system of Super-Bond Universal Ceramic Primer.

According to Cui *et al*, the degree of conversion of polymer matrix in PICN was 82.17%,²⁵ hence the chemical bond between resin cement and polymer matrix in PICN seems to be a minor part to create the chemical bond. From previous studies, 10-MDP could improve surface wettability and enhance mechanical bonding in zirconia restoration^{11,13,26}, but the number of studies in silica-based and polymer-based restoration is still limited. The increase of surface wettability may improve the bond strength of restoration via mechanical retention.²⁶ However, the result showed the lowest mean SBS values in the AP group, which contains 10-MDP and VBATDT, hence 10-MDP might not enhance the bonding to PICN.

The VBATDT in Alloy primer and the 10-MDDT in Monobond N are the sulfur containing component, but the results in this study showed the significantly contrast SBS values. One possible reason might be the chemical structure differences, specifically sulfur containing component. VBATDT monomer consists of thiol group, while 10-MDDT monomer consists of disulfide group. The VBATDT is a restorative primer that contains thiol group and vinyl group on the end chain of each side. The coupling mechanism occurs by transforming thione into thiol and formation of the bond on the precious metal surface, and copolymerization of the vinyl groups with the resin cement. The thiol group-containing monomers are known to inhibit polymerization as they act as a substrate causing chain reaction movement in radical polymerization.²⁷ In our study, the AP group showed the significantly lowest mean SBS value and even significantly lower than that of the control group. This might be the negative effect of the unreacted thiol groups on bond strength. Since there is no metal oxide layer on the bonding surfaces, hence, the coupling mechanism cannot occur. Therefore the excess unreacted thiol group in VBATDT might cause the inhibition of the propagation of vinyl or acrylic free radicals, leading to inhibition of the resin cement polymerization and bond

strength may deteriorate at the primer-applied surface.²⁷ For this reason, the Monobond N that contains 10-MDDT (disulfide groups) had no negative effect on the SBS value in this study.

The mode of failure investigation in this study showed all adhesive failure between resin cement and PICN (Adh RE) in the C and AP groups. This could imply that the bond is the weakest point of the bonded interface,¹⁸ while the MN, CF, and SB groups showed Adh RE and mixed failure (Adh RE with Co E). This result is in agreement with the SBS value which revealed that the C, and AP groups showed significantly lower SBS values than those of the MN, CF, and SB groups. Thus, it might be concluded that the bond strength between resin cement and PICN is the weakest point and could be improved by applying the silane containing restorative primer which is in accordance with the mean SBS value observed in the study.

Conclusion

From the result of this study, it could be concluded as follows:

1. Restorative primers that contain Silane coupling agent increase the SBS between VITA Enamic[®] and resin composite via PanaviaTM V5 by the chemical bond with silica-component in VITA Enamic[®].
2. Restorative primers that contain VBATDT decrease the SBS between VITA Enamic[®] and resin composite via PanaviaTM V5 due to the unreacted VBATDT which may inhibit the polymerization of resin cement.
3. 10-MDP in restorative primers does not improve the SBS between VITA Enamic[®] and PanaviaTM V5.

Although many types of restorative primers are available in dental clinic, selection of the proper restorative primer for use with the PICN restoration should be thoroughly considered. The restorative primer may positively or negatively affect the bond strength. Thus, dentist should properly select the restorative primer to enhance the bond strength of the restoration and to avoid the negative effect which decreases the SBS of the restoration to resin cement.

Acknowledgement

The authors gratefully acknowledge financial support provided by Research Institute of Rangsit University.

Conflict of interest

There is no conflict of interest in this study.

References

1. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *J Prosthodont* 2019;28(2):e587-e94.
2. Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater* 2017;33(12):1351-61.
3. Bello YD, Di Domenico MB, Magro LD, Lise MW, Corazza PH. Bond strength between composite repair and polymer-infiltrated ceramic-network material: Effect of different surface treatments. *J Esthet Restor Dent* 2019;31(3):275-9.
4. Al-Turki L, Merdad Y, Abuhaimed TA, Sabbahi D, Almarshadi M, Aldabbagh R. Repair bond strength of dental computer-aided design/computer-aided manufactured ceramics after different surface treatments. *J Esthet Restor Dent* 2020;32(7):726-33.
5. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskva CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of luting composites to different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent* 2016;18(4):289-302.
6. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent* 2016;41(2):171-8.
7. Abdou A, Takagaki T, Alghamdi A, Tichy A, Nikaido T, Tagami J. Bonding performance of dispersed filler resin composite CAD/CAM blocks with different surface treatment protocols. *Dent Mater J* 2021;40(1):209-19.
8. Conejo J, Ozer F, Mante F, Atria PJ, Blatz MB. Effect of surface treatment and cleaning on the bond strength to polymer-infiltrated ceramic network CAD-CAM material. *J Prosthet Dent* 2020.
9. Pape PG, Plueddemann EP. Methods for improving the performance of silane coupling agents. *J Adhes Sci Technol* 1991;5(10):831-42.
10. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* 2012;28(5):467-77.
11. de Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):895-902.
12. Papadogiannis D, Dimitriadi M, Zafiropoulou M, Gaintantzopoulou M-D, Eliades G. Universal adhesives: setting characteristics and reactivity with dentin. *Materials* 2019;12(10):1720.
13. Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez MF, Reis A, et al. Effect of MDP-containing silane and adhesive used alone or in combination on the long-term bond strength and chemical interaction with lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent* 2017;19(3):203-12.
14. Moule CA, Angelis F, Kim GH, Le S, Malipatil S, Foo MS, et al. Resin bonding using an all-etch or self-etch adhesive to enamel after carbamide peroxide and/or CPP-ACP treatment. *Aust Dent J* 2007;52(2):133-7.
15. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J* 2019;38(6):955-62.
16. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res* 2017;61(4):412-8.
17. Alkurt M, Duymus ZY. Comparison to color stability between amine with benzoyl peroxide includes resin cement and amine-reduced, amine-free, lacking of benzoyl peroxide resin cements after thermocycle. *J Adv Oral Res* 2018;9(1-2):24-30.
18. Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J* 2016;35(5):796-802.
19. Gungor MB, Nemli SK, Bal BT, Unver S, Dogan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8(4):259-66.
20. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004;20(8):778-87.
21. Plueddemann EP. Adhesion through silane coupling agents. *J Adhes* 1970;2(3):184-201.
22. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):155-64.
23. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater* 2018;34(1):13-28.
24. Tarateeraseth T, Thamrongananskul N, Kraisintu P, Somyhokwilas S, Klaisiri A. Effect of different types of silane coupling agents on the shear bond strength between lithium disilicate glass ceramic and resin cement. *J Int Dent Medical Res* 2020;13(3):836-42.
25. Cui B, Li J, Wang H, Lin Y, Shen Y, Li M, et al. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic (sodium aluminum silicate) composites for dental restoration. *J Dent* 2017;62:91-7.
26. Chuang SF, Kang LL, Liu YC, Lin JC, Wang CC, Chen HM, et al. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia-resin adhesion-A ToF-SIMS study. *Dent Mater* 2017;33(8):923-33.
27. Atsuta M, Matsumura H, Tanaka T. Bonding fixed prosthodontic composite resin and precious metal alloys with the use of a vinyl-thiol primer and an adhesive opaque resin. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):296-300.

การรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันกรามน้ำนมล่างด้วยวัสดุแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และแคลเซียมไฮดรอกไซด์

Indirect Pulp Treatment in Lower Primary Molars Applied with A Light-cured Resin-modified Calcium Silicate, Chlorhexidine Gluconate and Calcium Hydroxide

ปวีตรา วุฒิกรวิภาค¹, ณัฐนันท์ โกวิทวัฒนา¹, สมหมาย ขอบอิสระ¹, อรุณฯ เตชธรราทิพย์¹

Pavitra Wutikornwipak¹, Nattanan Govitvattana¹, Sommai Chobisara¹, Oranuch Techatharatip¹

¹ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

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

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความสำเร็จทางคลินิกและภาพรังสีของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันกรามน้ำนมล่างที่มีรอยผุลึกด้วย แคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ โดยเป็นงานวิจัยทางคลินิกแบบสุ่มที่มีกลุ่มควบคุม ทำการศึกษาในอาสาสมัครอายุ 3-8 ปี จำนวน 46 คน ประกอบด้วยฟันกรามน้ำนมล่างที่มีรอยผุลึกจำนวน 90 ซี่ โดยจากภาพรังสีพบเงาโพรงรังสีของรอยผุลึกถึง 1 ใน 3 ของเนื้อฟันชั้นใน ฟันทุกซี่ได้รับการแบ่งกลุ่มแบบสุ่มเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 คือ กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน (TheraCal LC[®], Bisco, Inc., USA) กลุ่มที่ 2 คือ กลุ่มคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และกลุ่มที่ 3 คือ กลุ่มแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Dycal[®], Dentsply, USA) หรือกลุ่มควบคุม จำนวนกลุ่มละ 30 ซี่ ฟันทุกซี่หลังจากได้รับการกำจัดเนื้อฟันผุแบบเลือก รอยผุจะถูกปิดทับด้วยวัสดุต่าง ๆ กันตามกลุ่ม และบ่มด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิม และตรวจติดตามผลทางคลินิกและภาพรังสีที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน จากการติดตามที่ระยะเวลา 6-11 เดือน พบผลสำเร็จในการรักษา ร้อยละ 84.88.89 และ 86.67 ในกลุ่มที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับ และที่ระยะเวลา 12-32 เดือน พบผลสำเร็จในการรักษา ร้อยละ 72.73 84 และ 86.2 ในกลุ่มที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับ โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน ($p>0.05$) ดังนั้นการนำวัสดุแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 หรือ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ มาใช้ในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันน้ำนมที่ผุลึก ให้ผลสำเร็จในการรักษาที่ไม่แตกต่างกันจากการติดตามผลที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน

คำสำคัญ: การรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อม, คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต, แคลเซียมซิลิเกต, แคลเซียมไฮดรอกไซด์, ฟันน้ำนม

Abstract

The aim of this study was to compare the clinical and radiographic success rates of a light-cured resin-modified calcium silicate, 2% chlorhexidine gluconate and calcium hydroxide in indirect pulp treatment of lower primary molars with deep caries lesion. Forty-six children, aged 3-8 years old, with 90 lower primary molars with deep carious lesions were included in this randomized clinical control trial. From radiographic examination, all the teeth had caries involved to inner one-third of dentin. The teeth were randomly divided into 3 groups: (1) a light-cured resin-modified calcium silicate (TheraCal LC[®], Bisco, Inc., USA) (n=30), (2) 2% chlorhexidine gluconate (n=30) and (3) control: calcium hydroxide (Dycal[®], Dentsply, USA) (n=30). Selective caries removals were performed. All the teeth were applied with different materials according to the group and restored with stainless steel crown. After 6-11 and 12-32 months, clinical and

radiographic examination were performed. At 6-11 months recall, the success rates were 84 %, 88.89 % and 86.67 % for groups 1, 2 and 3 respectively. At 12-32 months, the success rates were 72.73 %, 84 % and 86.2% for groups 1, 2 and 3 respectively. No statistically significant difference between the groups was observed at 6-11 and 12-32 months ($p>0.05$). Indirect pulp treatment of deep carious primary teeth with a light-cured resin-modified calcium silicate, 2% chlorhexidine gluconate or calcium hydroxide showed no difference in successful treatment outcomes after 6-11 and 12-32 months.

Keywords: Indirect pulp treatment, Chlorhexidine gluconate, Calcium silicate, Calcium hydroxide, Primary teeth

Received Date: Jul 16, 2021

Revised Date: Aug 16, 2021

Accepted Date: Oct 11, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.35

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :

อรนุช เตชธาราทิพย์, ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย 10330 โทร: 02-218-8909 อีเมล: oranuch.te@chula.ac.th

Correspondence to :

Oranuch Techatharatip, Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330, Thailand. Tel: 02-218-8909 email: oranuch.te@chula.ac.th

บทนำ

การรักษาฟันน้ำนมที่ผุสึก และมีเนื้อเยื่อในโพรงฟันปกติ หรือมีการอักเสบชนิดผันกลับได้ สามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่ การรักษาเนื้อเยื่อโดยตรง ฟัลโฟโตมี และการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมจากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบพบว่าเมื่อติดตามผลที่ระยะเวลา 2 ปี ให้ผลสำเร็จในการรักษาเท่ากับ ร้อยละ 88.8, 82.6 และ 94.4 ตามลำดับ¹ ซึ่งจะเห็นได้ว่าการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมเป็นวิธีหนึ่งที่ทำให้ผลสำเร็จในการรักษาสูง ทำโดยกำจัดเนื้อฟันที่มีการติดเชื้อออกให้มากที่สุด เหลือเนื้อฟันบริเวณใกล้โพรงประสาทฟันไว้เพื่อป้องกันการทะลุเนื้อเยื่อใน จากนั้นปิดทับด้วยวัสดุที่เข้ากันได้ทางชีวภาพ และบูรณะฟันให้มีความแนบสนิทตามขอบ

วัสดุที่ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมคือแคลเซียมไฮดรอกไซด์ เนื่องจากให้ผลสำเร็จในการรักษาสูงถึงร้อยละ 90² แต่มีข้อเสียคือละลายง่าย ยึดติดกับเนื้อฟันได้น้อย รับแรงได้น้อย และทำให้เกิดรูพรุนในเนื้อฟัน จึงได้มีการพัฒนาวัสดุอื่นเพื่อนำมาใช้ในการรักษา เช่น กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์, วัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกต (calcium-silicate cements) ได้แก่ กลุ่มเอ็มทีเอ (MTA), ไบโอเดนทีน (Biodentine®) และเทอรากล (TheraCal LC®) เป็นต้น จากผลการศึกษาพบว่าวัสดุเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ให้ผลสำเร็จในการรักษาเท่ากับร้อยละ 94.5 98.3 และ 93 ตามลำดับ³⁻⁵

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน (a light-cured resin-modified calcium silicate) ได้แก่ เทอรากล พบว่าสามารถซึมผ่านเข้าสู่สารน้ำภายในเนื้อฟัน และปลดปล่อยแคลเซียมและไฮดรอกซิลไอออนได้ โดยแคลเซียมไอออนเป็นส่วนสำคัญในการกระตุ้นให้เกิดการเปลี่ยนแปลงและตกตะกอนของเซลล์ในโพรงประสาทฟัน⁶ นอกจากนี้ยังสร้างสภาวะที่เป็นด่าง มีการละลายตัวน้อย และสามารถแข็งตัวได้โดยการฉายแสง ทำให้ลดระยะเวลาการทำงานลง ทำให้ใช้งานได้สะดวกมากกว่าเอ็มทีเอที่มีระยะเวลาการแข็งตัวนาน และพบว่าให้ผลในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันน้ำนมได้ดีไม่ต่างจากเอ็มทีเอ⁷ เพราะฉะนั้นการใช้เทอรากลในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมจึงเป็นอีกทางเลือกที่ดีในการรักษาฟันน้ำนมที่มีการผุสึก แต่ปัจจุบันพบว่ามีการศึกษาถึงประสิทธิภาพของเทอรากลในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมอยู่อย่างจำกัด

คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต เป็นสารที่มีฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรียได้หลายชนิด และมีการนำมาใช้ทาบริเวณผิวฟันภายหลังจากการกำจัดเนื้อฟันผุ เพื่อกำจัดแบคทีเรียที่ยังเหลืออยู่โดยไม่ส่งผลกระทบต่อยึดติดของวัสดุเรซินคอมโพสิต⁸ เมื่อทำการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมโดยใช้คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 เช็ดที่ผิวฟันภายหลังกำจัดฟันผุ และปิดทับด้วยวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินจะให้ผลสำเร็จในการรักษาที่ระยะเวลา 1 ปี เท่ากับร้อยละ 97⁹

อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาที่เปรียบเทียบผลของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยเทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต ความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์โดยตรง ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้คือ เพื่อเปรียบเทียบความสำเร็จของการรักษาฟันกรามน้ำนมล่างที่มีการผุสึกด้วยวิธีการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมโดยใช้ เทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์

วัตถุประสงค์และวิธีการศึกษา

1. กลุ่มตัวอย่าง

การศึกษานี้เป็นงานวิจัยทางคลินิกแบบสุ่มที่มีกลุ่มควบคุม ซึ่งผ่านการพิจารณาจริยธรรมโดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในมนุษย์ที่เกี่ยวข้องกับทันตแพทย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (HREC-DCU 2018-117) โดยได้รับความยินยอมจากผู้ปกครองของอาสาสมัครเป็นลายลักษณ์อักษร

อาสาสมัครอายุ 3-8 ปี ต้องมีฟันกรามน้ำนมล่างที่มีเนื้อเยื่อในโพรงฟันปกติหรือมีการอักเสบชนิดผุกลับได้ โดยมีลักษณะทางคลินิกได้แก่ ฟันที่มีรอยผุลึก, สามารถบูรณะได้, ไม่เคยมีอาการปวดขึ้นเอง และไม่พบรูเปิดของตุ่มหนองหรือการบวมของเหงือกรอบซี่ฟันลักษณะทางภาพรังสีพบเงาโปร่งรังสีของรอยผุลึกถึง 1 ใน 3 ของเนื้อฟันชั้นใน (RA5) ไม่พบเงาดำบริเวณง่ามรากฟันหรือปลายรากฟัน มีความต่อเนื่องของผิวกระดูกงูฟัน ไม่พบการหนาตัวผิดปกติของช่องเอ็นยึดปริทันต์ และไม่พบการละลายภายในรากฟัน ได้รับการคัดเลือกเข้าการศึกษาสำหรับเกณฑ์การคัดออก ได้แก่ เด็กที่ไม่ได้รับความยินยอมจากผู้ปกครองในการเข้าร่วมงานวิจัย และเด็กที่มีโรคประจำตัวที่เป็นปัญหาต่อการรักษาทางทันตกรรม ฟันที่ได้รับคัดเลือกจะถูกแบ่งกลุ่มแบบสุ่มเป็น 3 กลุ่ม เพื่อทำการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน (เทอรากล) คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์

ขนาดของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษานี้คำนวณจากสูตรที่ว่า คุณสมบัติของสารที่นำมาใช้มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างไปจากสารมาตรฐานเดิมที่ใช้อยู่ (equivalency)¹⁰ โดยมีระดับความเชื่อมั่นเท่ากับร้อยละ 95 ($\alpha = 0.05$) อำนาจการทดสอบเท่ากับร้อยละ 90 ($\beta = 0.10$) และค่าที่ยอมรับได้ว่าสิ่งที่ศึกษามีความเหมือนกันไม่เกินร้อยละ 20 ($\delta = 0.2$) โดยอ้างอิงผลสำเร็จของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ระยะเวลา 1 ปี เทียบกับร้อยละ 95 ตามการศึกษาของ Rangel และคณะ⁵ คำนวณจำนวนตัวอย่างต่อกลุ่มได้เท่ากับ 25 ซึ่งต่อกลุ่ม และเนื่องจากการศึกษานี้เป็นการศึกษาไปข้างหน้า โดยติดตามผลเป็นเวลานาน 12 เดือน ทำให้มีโอกาสสูญหายของกลุ่มตัวอย่างที่ศึกษา จึงได้ประมาณการสูญหายของกลุ่ม

ตัวอย่างไว้ร้อยละ 20 เพราะฉะนั้นขนาดของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้จึงเท่ากับ 30 ซึ่งต่อกลุ่ม

2. ขั้นตอนการทดลองและการติดตามผล

การรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมทำภายใต้การให้ชาและแผ่นยางกันน้ำลาย โดยเตรียมโพรงฟันด้วยหัวกรอเร็วคาร์ไบด์หมายเลข 330 จากนั้นทำการกำจัดรอยผุบริเวณรอบออกจนหมดด้วยหัวกรอชาร์ปกลม และกำจัดรอยผุส่วนที่เหลือบริเวณใกล้เนื้อเยื่อในจนเหลือเนื้อฟันที่มีลักษณะค่อนข้างแข็ง (leathery) ด้วยหัวกรอชาร์ปกลม และเครื่องมือรูบชั่น หากพบจุดทะลุเนื้อเยื่อใน ฟันชิ้นนี้จะถูกคัดออกจากการศึกษา ฟันทุกซี่ภายหลังจากกำจัดรอยผุออกแล้ว ในกลุ่มที่ 1 กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน หรือ เทอรากล จะทำการฉีดยาล้างโพรงฟันที่เตรียมไว้ เป่าให้พอหมาด และปิดทับเนื้อฟันผุบริเวณใกล้เนื้อเยื่อในด้วยเทอรากล (TheraCal LC®, Bisco, Inc., USA) เป็นชั้นบาง ๆ และฉายแสง 20 วินาที กลุ่มที่ 2 กลุ่มคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต ทำการฉีดยาล้างโพรงฟันที่เตรียมไว้ เป่าให้พอหมาดและทาคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 (Chlorhexidine solution 2%, ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรมของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, ประเทศไทย) บริเวณพื้นผิวเนื้อเยื่อในเป็นระยะเวลา 60 วินาที สำหรับกลุ่มที่ 3 กลุ่มแคลเซียมไฮดรอกไซด์ จะทำการฉีดยาล้างและเป่าลมบริเวณโพรงฟันที่เตรียมไว้ให้แห้ง ปิดทับด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Dycal®, Dentsply, USA) บริเวณใกล้เนื้อเยื่อในฟันเป็นชั้นบาง ๆ จากนั้นฟันทุกซี่จากทุกกลุ่มจะถูกปิดทับเนื้อฟันที่เหลืออยู่ทั้งหมดด้วยวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซิน (Vitrebond™, 3M™ ESPE™, USA) เป็นชั้นบาง ๆ และบูรณะด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิม โดยยึดครอบฟันด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Hy-bond GI CX®, Shofu, Japan) การรักษาทุกขั้นตอนทำโดยทันตแพทย์คนเดียว และนัดตรวจติดตามผลทางคลินิกและภาพรังสีหลังรักษาที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน ซึ่งในการถ่ายภาพรังสีจะใช้เครื่องมือช่วยในการถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากฟันด้วยสแนปเอเรีย (snap a ray) โดยวางฟิล์มให้ขนานกับแนวการเรียงตัวและแนวแกนฟัน ให้ศีรษะของผู้ป่วยตั้งตรง และใช้มุมแนวตั้งในการถ่ายภาพรังสีประมาณ -10° เพื่อให้ได้ภาพรังสีที่ใกล้เคียงกันและสามารถนำมาประเมินเปรียบเทียบกันได้

การประเมินความสำเร็จของการรักษาจะประเมินจากทั้งลักษณะทางคลินิกและภาพถ่ายรังสี กรณีพบว่าลักษณะทางคลินิกหรือภาพรังสีล้มเหลวอย่างใดอย่างหนึ่งจะถือว่าการรักษาล้มเหลว ดังนั้นการรักษาประสบความสำเร็จเมื่อมีความสำเร็จทั้งทางคลินิกและภาพรังสีเท่านั้น โดยลักษณะที่แสดงถึงความสำเร็จในการรักษาทางคลินิก ได้แก่ ไม่พบอาการปวดหลังการรักษา เคาะไม่เจ็บ ไม่พบการโยกของฟันที่ผิดปกติ ไม่พบตุ่มหนอง หรือความผิดปกติของเหงือก

รอบซี่ฟัน สำหรับลักษณะทางภาพรังสีที่บ่งบอกถึงความสำเร็จในการรักษา ได้แก่ ไม่พบเงาดำบริเวณง่ามรากฟัน ปลายรากฟัน และกระดูกรองรับรากฟัน มีความต่อเนื่องของผิวกระดูกง่ามฟัน ไม่พบการหนาตัวผิดปกติของช่องเอ็นยึดปริทันต์ ไม่พบการละลายตัวภายในรากฟัน ไม่พบการละลายตัวภายนอกรากฟันผิดปกติ แต่อาจพบการตีบตันของคลองรากฟันได้ หากพบลักษณะอย่างใดอย่างหนึ่งต่อไปนี้ เช่น มีอาการปวด เคาะเจ็บ ฟันโยกผิดปกติ มีอาการบวม หรือพบตุ่มหนองหรือรูเปิดของหนอง ภาพรังสีพบเงาดำบริเวณง่ามรากฟันหรือปลายรากฟัน มีความไม่ต่อเนื่องของผิวกระดูกง่ามฟัน พบการหนาตัวผิดปกติของช่องเอ็นยึดปริทันต์ พบการละลายตัวภายในรากฟัน หรือพบการละลายตัวภายนอกรากฟันผิดปกติ ถือว่าผลการรักษาล้มเหลว

โดยการประเมินความสำเร็จในการรักษาทางคลินิกและภาพรังสี ทำโดยทันตแพทย์ 2 คน ที่ไม่ทราบว่าฟันซี่นั้นได้รับการรักษาด้วยวัสดุชนิดใด ซึ่งทันตแพทย์แต่ละคนจะได้รับการทดสอบเพื่อหาค่าความเชื่อมั่นภายในและระหว่างผู้ประเมินก่อน โดยการสุ่มอ่านภาพรังสีจำนวนร้อยละ 20 ของภาพรังสีทั้งหมดซ้ำกัน 2 ครั้ง เน้นระยะทางในการอ่านภาพรังสี 14 วัน และนำผลที่ได้มาทดสอบด้วยสถิติโคเคนแคปปา (Cohen's Kappa) กรณีพบว่าผลการตรวจไม่ตรงกัน ทันตแพทย์ทั้งสองคนจะปรึกษาและสรุปผลร่วมกัน

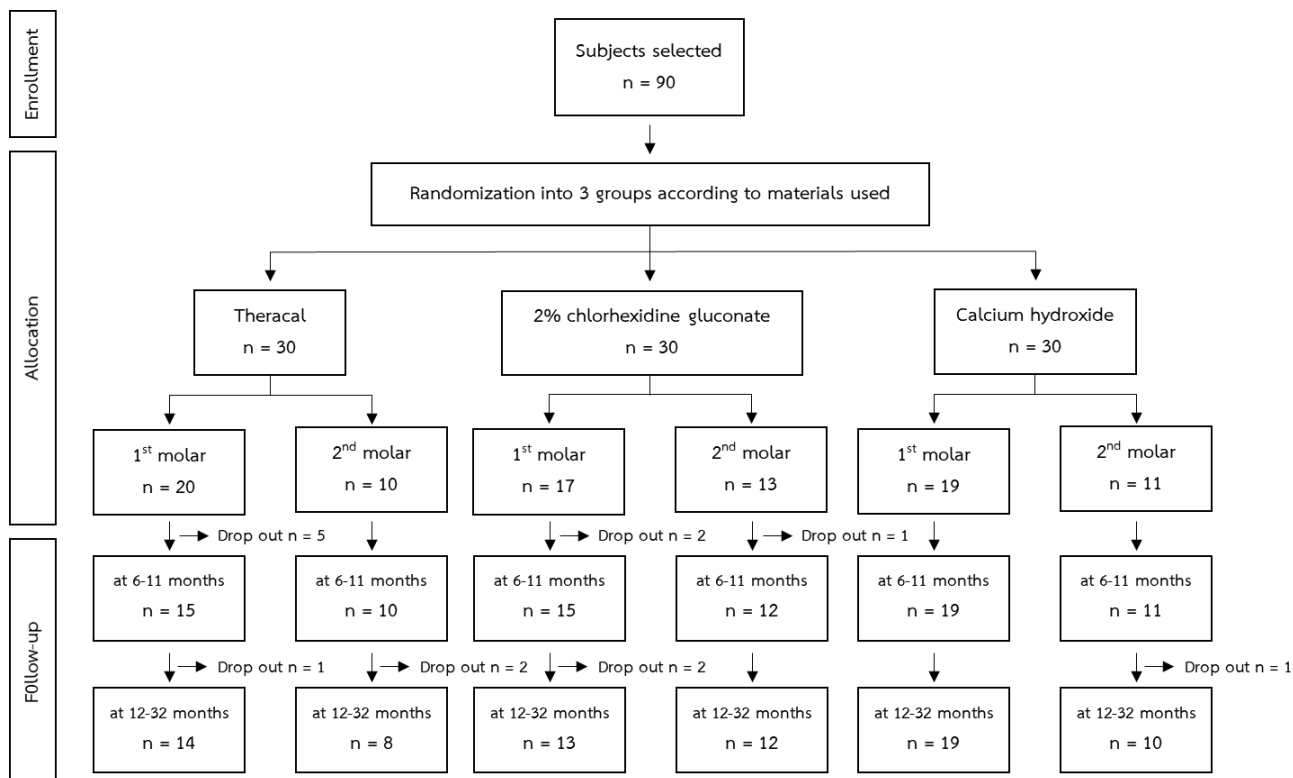
3. การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิเคราะห์ความแตกต่างของผลสำเร็จในการรักษาระหว่างการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยวัสดุแต่ละชนิด และการวิเคราะห์ความแตกต่างของผลสำเร็จในการรักษาระหว่างฟันกรมน้ำนมล่างซี่ที่หนึ่งและสอง จะวิเคราะห์ผลเฉพาะฟันที่สามารถติดตามการรักษาได้ตามกำหนด (Per-protocol analysis) โดยใช้การทดสอบฟิชเชอร์ (Fisher's Exact Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปเอสพีเอสเอส เวอร์ชัน 22.0 (SPSS version 22.0 software, IBM, NY, USA)

ผลการศึกษา

ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัครและผลของการจัดกลุ่ม

อาสาสมัครที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกประกอบด้วยเด็กจำนวน 46 คน เป็นเพศชาย 31 คน เพศหญิง 15 คน อายุเฉลี่ย 5.77 ± 1.33 ปี ซึ่งประกอบด้วยฟันกรมน้ำนมล่างจำนวน 90 ซี่ ได้รับการแบ่งกลุ่มแบบสุ่มตามชนิดของวัสดุที่ใช้ในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อม เป็น 3 กลุ่ม จำนวนกลุ่มละ 30 ซี่ เมื่อติดตามผลที่ระยะเวลา 6-11 เดือน (เฉลี่ย 7.26 ± 1.27 เดือน) และ 12-32 เดือน (เฉลี่ย 18.14 ± 5.62 เดือน) มีอาสาสมัครที่สามารถติดตามผลได้จำนวน 39 และ 36 คน ตามลำดับ ประกอบด้วยฟันกรมน้ำนมล่างจำนวน 82 และ 76 ซี่ ตามลำดับ ดังแสดงตามรูปที่ 1



รูปที่ 1 กลุ่มตัวอย่างที่เข้าร่วมงานวิจัยตลอดการศึกษา

Figure 1 Sample flow through the study

ผลการประเมินการรักษาทางคลินิกและภาพรังสี

การประเมินความสำเร็จในการรักษาทางคลินิกและภาพรังสีทำโดยทันตแพทย์ 2 คน วัดค่าความเชื่อมั่นภายในผู้ประเมินคนที่ 1 และ 2 เท่ากับ ร้อยละ 94 และ 89 ตามลำดับ และค่าความเชื่อมั่นระหว่างผู้ประเมินในการตรวจทางคลินิกและภาพถ่ายรังสี มีความสอดคล้องกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.017$) เมื่อทดสอบด้วยสถิติแคปปาที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

จากการติดตามผลที่ระยะเวลา 6-11 เดือน พบว่าฟันทุกซี่ให้ผลสำเร็จในการรักษาทางคลินิก แต่จากการประเมินทางภาพรังสี

พบลักษณะที่แสดงถึงความล้มเหลวในการรักษา ได้แก่ ความไม่ต่อเนื่องของผิวกระดูกงูฟันบางส่วน ในกลุ่มเทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ จำนวน 2 1 และ 2 ซี่ ตามลำดับ และการหนาตัวของช่องเอ็นยึดปริทันต์บริเวณง่ามรากฟันขนาดเล็ก ในกลุ่มเทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ จำนวนกลุ่มละ 2 ซี่ ดังแสดงตามตารางที่ 1 เพราะฉะนั้นผลสำเร็จในการรักษาจึงเท่ากับร้อยละ 84 88.89 และ 86.67 ในกลุ่มที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับ แต่เนื่องจากฟันเหล่านั้นไม่มีอาการใด ๆ ทางคลินิก จึงติดตามผลการรักษาต่อที่ระยะเวลา 12-32 เดือน

ตารางที่ 1 แสดงผลการรักษาที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน

Table 1 Treatment outcomes at 6-11 and 12-32 months-recall

Follow-up	Tooth type	Type of materials					
		Resin-modified calcium silicate		2% chlorhexidine gluconate		Calcium hydroxide	
		Success	Failure	Success	Failure	Success	Failure
6-11 months	1 st primary molar	12	3	14	1	16	3
	2 nd primary molar	9	1	10	2	10	1
	total	21	4	24	3	26	4
12-32 months	1 st primary molar	9	5	11	2	16	3
	2 nd primary molar	7	1	10	2	9	1
	total	16	6	21	4	25	4

ที่ระยะเวลา 12-32 เดือน พบว่าฟันทุกซี่ให้ผลสำเร็จในการรักษาทางคลินิก สำหรับลักษณะทางภาพรังสีพบลักษณะไม่ต่อเนื่องของผิวกระดูกงูฟันบางส่วน ในกลุ่มเทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ จำนวน 1 1 และ 2 ซี่ ตามลำดับ และพบการหนาตัวของช่องเอ็นยึดปริทันต์บริเวณง่ามรากฟันขนาดเล็ก ในกลุ่มเทอรากล คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์

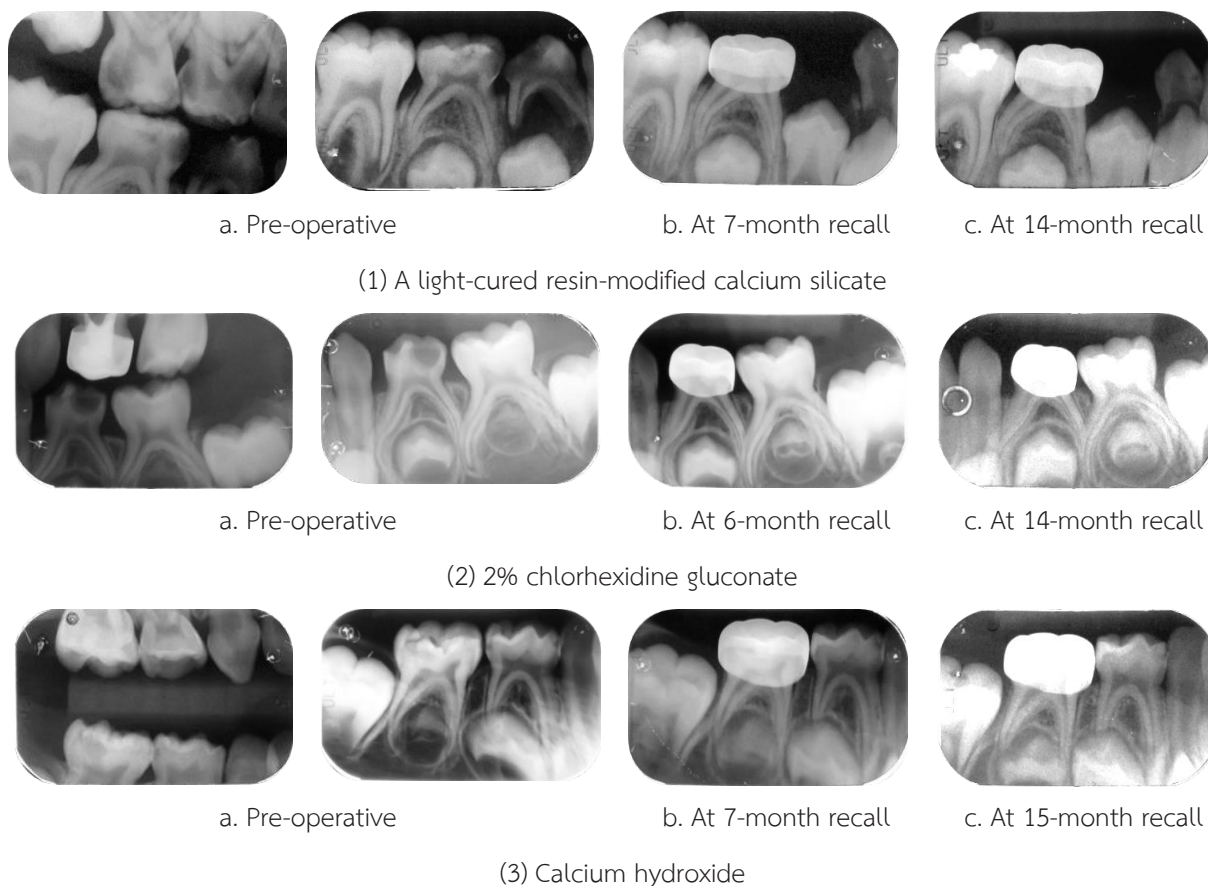
จำนวน 5, 3 และ 2 ซี่ ตามลำดับ ดังนั้นผลสำเร็จในการรักษาจึงเท่ากับร้อยละ 72.73 84 และ 86.2 ในกลุ่มที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับ ดังแสดงตามตารางที่ 2 และรูปที่ 2 ซึ่งไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มทั้งที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน ($p>0.05$) และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของผลสำเร็จในการรักษาระหว่างฟันกรามบนซี่ที่หนึ่งและสอง ($p>0.05$)

ตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบผลสำเร็จในการรักษาระหว่างแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ ที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน

Table 2 Comparison of success rates of a light-cured resin-modified calcium silicate, 2% chlorhexidine gluconate and calcium hydroxide at the 6-11 and 12-32 month recalls

Follow-up	% Success rate			p-value
	Resin-modified calcium silicate	2% chlorhexidine gluconate	Calcium hydroxide	
6-11 months	84	88.89	86.67	0.921
12-32 months	72.73	84	86.2	0.490

No significant difference was observed at 6-11 and 12-32 months between the material groups ($p>0.05$).



รูปที่ 2 (a) แสดงภาพรังสีก่อนการรักษา (b) ความสำเร็จของการรักษาที่ระยะเวลา 6-11 เดือน และ (c) ความสำเร็จของการรักษาที่ระยะเวลา 12-32 เดือน ในฟันกรามน้ำนมล่างที่รักษาด้วยแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ตามลำดับ

Figure 2 (a) Preoperative radiograph (b) Success found at 6-11 month recall and (c) Success found at the 12-32 month recall of lower primary molars applied with a light-cured resin-modified calcium silicate, 2% chlorhexidine gluconate and calcium hydroxide, respectively

บทวิจารณ์

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบความสำเร็จทางคลินิกและภาพรังสีของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมในฟันกรามน้ำนมล่างที่มีรอยผุลึกด้วยวัสดุ 3 ชนิด ได้แก่ แคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน (เทอร์ราแคล) คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน อย่างไรก็ตามเนื่องจากสถานการณ์การแพร่ระบาดของเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 ทำให้การศึกษานี้ไม่สามารถติดตามผลการรักษาของกลุ่มตัวอย่างที่ระยะเวลา 6 และ 12 เดือนได้ จึงต้องติดตามผลเป็นช่วงระยะเวลา 6-11 เดือน และ 12-32 เดือน ตามลำดับ และบางคนย้ายไปต่างจังหวัด จึงไม่สามารถมาตรวจติดตามผลได้

ผลการศึกษานี้พบว่า การรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยวัสดุทั้งสามชนิดให้ผลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่ง

สอดคล้องกับการศึกษาของ Gurcan และ Seymen¹¹ ที่เปรียบเทียบผลสำเร็จในการรักษาทางคลินิกและภาพรังสีของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์และเทอร์ราแคลที่ระยะเวลา 2 ปี ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยพบผลสำเร็จร้อยละ 87.8 และร้อยละ 84.6 ตามลำดับ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Sahin และคณะ¹² ที่พบผลสำเร็จในการรักษาร้อยละ 100 และ 93.3 ในกลุ่มแคลเซียมไฮดรอกไซด์และเทอร์ราแคล ที่ระยะเวลาดูตามผล 2 ปี โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนั้นยังสอดคล้องกับการศึกษาที่เปรียบเทียบผลสำเร็จของการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมระหว่างการใช้คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ โดยพบว่าทั้งสองกลุ่มให้ผลสำเร็จในการรักษาเท่ากับร้อยละ 94.4 ที่ระยะเวลา 1 ปี¹³

คุณสมบัติของวัสดุปิดทับเนื้อเยื่อในที่พึงประสงค์ คือ ยึดติดกับเนื้อฟันได้ดี ทำให้เกิดการแนบสนิทตามขอบ ไม่ละลายง่าย ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ทึบรังสี และสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อฟันด้านใต้ได้¹⁴ ซึ่งวัสดุเคลือบไฮดรอกไซด์มีข้อดีคือสามารถกระตุ้นให้เกิดการตกตะกอนของแร่ธาตุ และมีฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรีย แต่ข้อเสียคือรับแรงได้น้อย ละลายตัวง่าย และยึดติดกับเนื้อฟันได้เล็กน้อย² จึงมักปิดทับด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินก่อนการบูรณะฟันต่อไป เพื่อเพิ่มความแข็งแรง และทำให้เกิดการปิดผนึกตามขอบที่ดีขึ้น¹⁵

เทอรากลเป็นวัสดุกลุ่มเคลือบซีเมนต์ที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน มีข้อดีคือสามารถส่งเสริมการตกตะกอนของแร่ธาตุ^{16,17} ด้านทานต่อเชื้อแบคทีเรีย นอกจากนี้ยังสามารถแข็งตัวโดยการฉายแสงใช้งานได้สะดวก มีการละลายตัวน้อย และแนบสนิทตามขอบได้ดี โดยแนะนำให้ปิดทับบนเนื้อฟันที่มีความชื้น จึงสามารถใช้กับโพรงฟันที่มีขนาดใหญ่ ในขณะที่เคลือบไฮดรอกไซด์ต้องใช้ปิดทับผิวฟันที่แห้ง และเหมาะสำหรับปิดทับบริเวณเนื้อฟันใกล้โพรงประสาทฟันขนาดเล็ก เนื่องจากละลายน้ำง่ายและไม่มีความแข็งแรง แต่เทอรากลมีราคาสูงกว่าเมื่อเทียบกับเคลือบไฮดรอกไซด์ และถึงแม้ว่าส่วนประกอบที่เป็นเรซินของเทอรากลบางส่วนที่อาจมีการแข็งตัวไม่สมบูรณ์ อาจทำให้เกิดความเปราะและเกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อในโพรงฟัน และมีผลต่อการกระตุ้นการสร้างเนื้อฟันด้านใต้ จึงไม่แนะนำให้นำมาใช้ในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยตรง และการรักษาพาร์เซียลพัลโพโตมี^{18,19} แต่เมื่อนำมาใช้ในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อม พบว่าให้ผลสำเร็จในการรักษาทางคลินิกและภาพรังสีไม่แตกต่างจากวัสดุเอ็มทีเอและไบโอเดนทิน^{11,12} เช่นเดียวกับผลของการศึกษานี้ที่พบว่าผลสำเร็จในการรักษาในกลุ่มเทอรากลต่ำกว่าคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต และเคลือบไฮดรอกไซด์ แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต เป็นสารที่สามารถต้านทานต่อเชื้อแบคทีเรียได้หลายชนิด และพบว่าสามารถต้านทานต่อเชื้อ *Enterococcus faecalis* ซึ่งเป็นเชื้อที่มักพบในการติดเชื้อของคลองรากฟัน ได้มากกว่าเคลือบไฮดรอกไซด์²⁰ หากได้งายในคลินิกทันตกรรม และมีราคาถูกกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเทอรากลและเคลือบไฮดรอกไซด์ แต่คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตไม่สามารถกระตุ้นให้เกิดการสะสมการคืนกลับของแร่ธาตุบริเวณเนื้อฟันด้านใต้ได้ จึงมักใช้ร่วมกับวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อม^{9,13} โดยการนำมาใช้จะนำมาเช็ดที่ผิวฟันเป็นเวลา 60 วินาที เนื่องจากพบว่าการใช้คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 สามารถต้านทานต่อเชื้อแบคทีเรียได้มากที่สุดที่ระยะเวลา 60 วินาที²¹ และยังสามารถใช้คลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตเช็ดที่ผิวฟัน ก่อนการปิดทับ

ด้วยเคลือบไฮดรอกไซด์หรือเทอรากลในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมได้อีกด้วย²²

การศึกษาค้นนี้ยังพบว่าประเภทของฟันได้แก่ฟันกราม น้ำนมล่างซี่ที่หนึ่งและสอง ไม่มีผลต่อความสำเร็จในการรักษา เช่นเดียวกับการศึกษาของ Casagrande และคณะ²³ ที่ไม่พบความแตกต่างของผลสำเร็จในการรักษาระหว่างฟันกรามน้ำนมซี่ที่หนึ่งและสอง ถึงแม้ว่าจะพบความล้มเหลวในการรักษาในฟันกรามซี่ที่สองมากกว่า ซึ่งอาจเนื่องมาจากฟันกรามซี่ที่สองมีขนาดโพรงฟันขนาดใหญ่ ทำให้วัสดุอุดหลุด รวมถึงตำแหน่งของฟันกรามน้ำนมซี่ที่สองในช่องปากเป็นตำแหน่งที่รับแรงและมีคราบจุลินทรีย์สะสมมากกว่า จึงพบความล้มเหลวในการรักษามากกว่าฟันกรามน้ำนมซี่ที่หนึ่ง แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างฟันทั้งสองประเภท

โดยปัจจัยที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมนอกจากวัสดุที่ใช้รักษา ยังมีปัจจัยอื่น ๆ ร่วมด้วยได้แก่ การให้การวินิจฉัยสภาวะของเนื้อเยื่อในที่ต้องก่อนการรักษา การกำจัดเนื้อฟันที่มีการติดเชื้อ และการบูรณะให้เกิดการแนบสนิทตามขอบที่ดี⁵

การวินิจฉัยสภาวะของเนื้อเยื่อใน จะพิจารณาจากลักษณะทางคลินิกร่วมกับการตรวจทางภาพรังสี โดยมีลักษณะทางคลินิกได้แก่ ฟันที่ไม่เคยมีอาการปวดขึ้นเอง และไม่พบรูเปิดของตุ่มหนองหรือการบวมของเหงือกรอบซี่ฟัน สำหรับลักษณะทางภาพรังสีจะพิจารณาจาก ไม่พบเงาตัวบริเวณง่ามรากฟันหรือปลายรากฟัน มีความต่อเนื่องของผิวกระดูกงูฟัน ไม่พบการหนาตัวผิดปกติของช่องเอ็นยึดปริทันต์ และไม่พบการละลายภายในรากฟัน

การกำจัดฟันผุในการศึกษานี้ใช้เกณฑ์ของความแข็งแรงของเนื้อฟัน (hardness criteria) ซึ่งจะทำให้การกำจัดเนื้อฟันผุบริเวณรอบออกจนหมด เพื่อให้สามารถบูรณะให้มีความแนบสนิทตามขอบ และกำจัดเนื้อฟันผุบริเวณใกล้เนื้อเยื่อใน จนเหลือเนื้อฟันที่มีลักษณะค่อนข้างแข็ง โดยพบว่าเนื้อฟันที่มีลักษณะนิ่ม (soft) จะมีปริมาณเชื้อแบคทีเรียมากกว่าเนื้อฟันที่มีลักษณะค่อนข้างแข็ง (leathery) และแข็ง (hard) แต่ไม่พบความแตกต่างของปริมาณเชื้อแบคทีเรียระหว่างเนื้อฟันผุที่ค่อนข้างแข็งและแข็ง ดังนั้นการใช้เกณฑ์ความแข็งแรงของเนื้อฟันในการกำจัดฟันผุ จึงอาจไม่สามารถบอกได้ว่าจะสามารถกำจัดเชื้อแบคทีเรียออกได้หมดหรือไม่ เช่นเดียวกับการใช้สีย้อมในการกำจัดเนื้อฟันผุ²⁴ จึงอาจทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้ อย่างไรก็ตามการกำจัดเนื้อฟันผุของการศึกษานี้ทำโดยทันตแพทย์เพียงคนเดียว ทำให้สามารถควบคุมปัจจัยในการกำจัดเนื้อฟันผุในแต่ละซี่ได้ไม่ต่างกัน

ฟันที่ถูกคัดเข้าในการศึกษาค้นนี้ส่วนมากมีลักษณะโพรงฟันขนาดใหญ่ จึงพิจารณาบูรณะด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิม เนื่องจาก

พบว่าฟันที่บูรณะด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิมมีอัตราความล้มเหลวหลังรักษาเท่ากับร้อยละ 7 ซึ่งน้อยกว่าฟันที่บูรณะด้วยอะมัลกัมที่พบอัตราความล้มเหลวเท่ากับร้อยละ 26 เมื่อติดตามผลที่ระยะเวลา 5 ปี²⁵ อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของผลสำเร็จในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อม หากวัสดุบูรณะมีความเหมาะสมกับฟัน เนื่องจากการบูรณะฟันให้มีการแนบสนิท เป็นการป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรีย ทำให้ยับยั้งการลุกลามของรอยผุและส่งเสริมการสร้างเนื้อฟันด้านใต้^{9,26} โดยพบว่าผลสำเร็จในการรักษาของการศึกษานี้ใกล้เคียงกับการศึกษาที่ผ่านมาที่บูรณะฟันหลังรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยครอบฟันเหล็กไร้สนิมที่พบผลสำเร็จในการรักษาร้อยละ 78-98.3^{5,27} ซึ่งไม่แตกต่างจากการบูรณะด้วยวัสดุเรซิน-คอมโพสิตที่พบผลสำเร็จในการรักษาตั้งแต่ร้อยละ 73.3-100^{12,28}

จากการติดตามผลการรักษาในการศึกษาครั้งนี้พบว่าฟันทุกซี่ไม่มีความผิดปกติทางคลินิก แต่พบลักษณะที่บ่งบอกถึงความล้มเหลวทางภาพรังสี ได้แก่ ความไม่ต่อเนื่องของผิวกระดูกเบ้าฟันบางส่วน และมีการหนาตัวของช่องเอ็นยึดปริทันต์บริเวณง่ามรากฟันที่ระยะเวลา 6-11 เดือน จึงพิจารณาติดตามผลการรักษาต่อที่ระยะเวลา 12-32 เดือน เช่นเดียวกับการศึกษาของ Trairatvorakul และ Sastararuj²⁷ ที่พบลักษณะทางภาพรังสี คือ มีการขาดหายไปบางส่วนของผิวกระดูกเบ้าฟัน และพบการหนาตัวของช่องเอ็นยึดปริทันต์บริเวณง่ามรากฟัน โดยไม่มีอาการใด ๆ ที่ระยะเวลา 6-11 เดือน จึงพิจารณาสังเกตติดตามการรักษาในฟันซี่เหล่านี้โดยเมื่อตามผลที่ระยะ 12-29 เดือน พบว่าฟันส่วนมากจากกลุ่มดังกล่าวให้ผลสำเร็จในการรักษา

ความล้มเหลวทางภาพรังสีที่มักพบในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมได้มากที่สุด คือ พบเงาดำบริเวณง่ามรากฟัน ซึ่งในฟันน้ำนมมักจะพบการเกิดเงาดำบริเวณง่ามรากฟันได้มากกว่าปลายราก เนื่องจากมักพบแขนงคลองรากบริเวณง่ามรากฟันของฟันน้ำนม²⁹ ซึ่งฟันที่พบเงาดำบริเวณง่ามรากฟัน อาจไม่แสดงอาการปวดหรือลักษณะผิดปกติทางคลินิกได้ เช่นเดียวกับการศึกษาที่ผ่านมาที่พบความล้มเหลวทางภาพรังสี โดยไม่มีความผิดปกติทางคลินิก^{28,30} เพราะฉะนั้นควรมีการติดตามผลการรักษาในฟันที่ได้รับการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมเป็นระยะ

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ใช้สแนปเอเรียในการถ่ายภาพรังสี จึงอาจทำให้มุมในการถ่ายภาพคลาดเคลื่อนไปบ้าง ซึ่งการพิจารณาใช้เครื่องมือช่วยในการถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากฟันด้วย XCP (Extension Cone Parallel Instrument) แทนการใช้สแนปเอเรีย อาจช่วยป้องกันการเกิดความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งฟิล์มและมุมของกล้องถ่ายภาพรังสีให้ได้ภาพรังสีที่เหมือนกันทั้งก่อนและหลังการรักษา เนื่องจากลักษณะของผิวกระดูกเบ้าฟันและความกว้างของช่องเอ็นยึดปริทันต์อาจมีการเปลี่ยนแปลงไป เมื่อมีการเปลี่ยนมุมของกระบอกรังสีในการถ่ายภาพ³¹ นอกจากนั้นการเพิ่มกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาให้มากขึ้น

รวมถึงการติดตามผลการรักษาให้ยาวขึ้นอาจช่วยให้เห็นความแตกต่างของผลสำเร็จในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมระหว่างวัสดุแต่ละชนิดได้ชัดเจนยิ่งขึ้น

บทสรุป

ผลสำเร็จในการรักษาเนื้อเยื่อในโดยอ้อมด้วยแคลเซียมซิลิเกตที่มีการดัดแปลงด้วยเรซิน และคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 2 ที่ระยะเวลา 6-11 และ 12-32 เดือน ให้ผลไม่แตกต่างกับแคลเซียมไฮดรอกไซด์

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากทุนพัฒนาอาจารย์ใหม่ กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และ ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เอกสารอ้างอิง

1. Dhar V, Marghalani AA, Crystal YO, Kumar A, Ritwik P, Tulunoglu O, et al. Use of vital pulp therapies in primary teeth with deep caries lesions. *Pediatr Dent* 2017;39(5):E146-E159.
2. Hilton TJ. Keys to Clinical Success with Pulp Capping: A Review of the Literature. *Oper Dent* 2009;34(5):615-25.
3. Petrou MA, Alhamoui FA, Welk A, Altarabulsi MB, Alkilzy M, H. Splieth C. A randomized clinical trial on the use of medical Portland cement, MTA and calcium hydroxide in indirect pulp treatment. *Clin Oral Investig* 2014;18(5):1383-9.
4. Marchi J, Araujo Fd, Fröner A, Straffon L, Nör J. Indirect pulp capping in the primary dentition: a 4 year follow-up study. *J Clin Pediatr Dent* 2006;31(2):68-71.
5. Garrocho-Rangel A, Quintana-Guevara K, Vazquez-Viera R, Arvizu-Rivera JM, Flores-Reyes H, Escobar-Garcia DM, et al. Bioactive Tricalcium Silicate-based Dentin Substitute as an Indirect Pulp Capping Material for Primary Teeth: A 12-month Follow-up. *Pediatr Dent* 2017;39(5):377-82.
6. 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.
7. Menon NP, Varma BR, Janardhanan S, Kumaran P, Xavier AM, Govinda BS. Clinical and radiographic comparison of indirect pulp treatment using light-cured calcium silicate and mineral trioxide aggregate in primary molars: A randomized clinical trial. *Contemp Clin Dent* 2016;7(4):475-80.
8. Favetti M, Schroeder T, Montagner AF, Correa MB, Pereira-Cenci T, Cenci MS. Effectiveness of pre-treatment with chlorhexidine in restoration retention: a 36-month follow-up randomized clinical trial. *J Dent* 2017;60:44-9.

9. Rosenberg L, Atar M, Daronch M, Honig A, Chey M, Funny MD, *et al.* Observational: prospective study of indirect pulp treatment in primary molars using resin-modified glass ionomer and 2% chlorhexidine gluconate: a 12-month follow-up. *Pediatr Dent* 2013;35(1):13-7.
10. Friedman LM, Furberg CD, DeMets DL, Reboussin DM, Granger CB. Sample size. Fundamentals of clinical trials: Springer; 2015. p. 165-200.
11. Gurcan A, Seymen F. Clinical and radiographic evaluation of indirect pulp capping with three different materials: a 2-year follow-up study. *Eur J Paediatr Dent* 2019;20(2):105-10.
12. Sahin N, Saygili S, Akcay M. Clinical, radiographic, and histological evaluation of three different pulp-capping materials in indirect pulp treatment of primary teeth: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2021;25(6):3945-3955.
13. Boddeda KR, Rani CR, Vanga NRV, Chandrabhatla SK. Comparative evaluation of biodentine, 2% chlorhexidine with RMGIC and calcium hydroxide as indirect pulp capping materials in primary molars: An *in vivo* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2019;37(1):60.
14. da Rosa WL, Cocco AR, Silva TMD, Mesquita LC, Galarca AD, Silva AFD, *et al.* Current trends and future perspectives of dental pulp capping materials: A systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2018;106(3):1358-68.
15. Al-Zayer MA, Straffon LH, Feigal RJ, Welch KB. Indirect pulp treatment of primary posterior teeth: a retrospective study. *Pediatr Dent* 2003;25(1):29-36.
16. Alex G. Direct and indirect pulp capping: A brief history, material innovations and clinical case report. *Compend Contin Educ Dent* 2018;39(3):182-9.
17. Aksoy MK, Oz FT, Orhan K. Evaluation of calcium (Ca²⁺) and hydroxide (OH⁻) ion diffusion rates of indirect pulp capping materials. *Int J Artif Organs* 2017;40(11):641-6.
18. Kunert M, Lukomska-Szymanska M. Bio-Inductive Materials in Direct and Indirect Pulp Capping—A Review Article. *Materials* 2020;13(5):1204.
19. Bakhtiar H, Nekoofar MH, Aminishakib P, Abedi F, Moosavi FN, Esnaashari E, *et al.* Human pulp responses to partial pulpotomy treatment with TheraCal as compared with Biodentine and ProRoot MTA: a clinical trial. *J Endod* 2017;43(11):1786-91.
20. Souza-Filho FJd, Soares AdJ, Vianna ME, Zaia AA, Ferraz CCR, Gomes BPFdA. Antimicrobial effect and pH of chlorhexidine gel and calcium hydroxide alone and associated with other materials. *Braz Dent J* 2008;19(1):28-33.
21. Vianna ME, Gomes BP, Berber VB, Zaia AA, Ferraz CCR, de Souza-Filho FJ. *In vitro* evaluation of the antimicrobial activity of chlorhexidine and sodium hypochlorite. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(1):79-84.
22. NS VB, Kavyashree B, Amitha H. Comparative Assessment of Success Rate of Indirect Pulp Treatment With 2% Chlorhexidine Gluconate Disinfecting Solution, Calcium Hydroxide And Resin Modified Glass Ionomer Liner In Primary Teeth-A Prospective Study. *J Med Dent Sci* 2018;17(1):68-77.
23. Casagrande L, Westphalen Bento L, Martini Dalpian D, Garcia-Godoy F, Borba de Araújo F. Indirect pulp treatment in primary teeth: 4-year results. *Am J Dent* 2010;23(1):34-8.
24. Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, *et al.* Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Adv Dent Res* 2016;28(2):58-67.
25. American Academy of Pediatric Dentistry. Pediatric Restorative Dentistry. The Reference Manual of Pediatric Dentistry. Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2020:371-83.
26. Vij R, Coll JA, Shelton P, Farooq NS. Caries control and other variables associated with success of primary molar vital pulp therapy. *Pediatr Dent* 2004;26(3):214-20.
27. Trairatvorakul C, Sastararaji T. Indirect pulp treatment vs antibiotic sterilization of deep caries in mandibular primary molars. *Int J Paediatr Dent* 2014;24(1):23-31.
28. Franzon R, Casagrande L, Pinto AS, Garcia-Godoy F, Maltz M, De Araujo FB. Clinical and radiographic evaluation of indirect pulp treatment in primary molars: 36 months follow-up. *Am J Dent* 2007;20(3):189.
29. Fuks AB, Guelmann M, Kupietzky A. Current developments in pulp therapy for primary teeth. *Endodontic Topics* 2010;23(1):50-72.
30. Gruythuysen R, van Strijp G, Wu M-K. Long-term survival of indirect pulp treatment performed in primary and permanent teeth with clinically diagnosed deep carious lesions. *J Endod* 2010;36(9):1490-3.
31. Kripal K, Dileep A. Role of Radiographic Evolution: An Aid to Diagnose Periodontal Disease. Periodontal Disease-Diagnostic and Adjunctive Non-surgical Considerations: IntechOpen; 2019. DOI: 10.5772/intechopen.88035.

The Effect of Silanization and Thermocycling on the Microshear Bond Strength of Silane-containing Universal Adhesive to Aged Resin Composite

Chonlaya Bumrungruan¹, Thanyaporn Niyomdee¹, Boonyaporn Rotrungsasithon²,
Paweekorn Laosophaphan², Apidchaya Khuntawit², Booraklyn Pongmurata²

¹Division of Operative Dentistry, College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathumthani, Thailand

²College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathumthani, Thailand

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of silanization and thermocycling on the microshear bond strength (μ SBS) of a silane-containing universal adhesive (Scotchbond Universal adhesive; 3M ESPE) (SU), and a 3-step etch and rinse adhesive system (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive; 3M ESPE) (SM). Seventy-two thermocycling-aged resin composite specimens were prepared and divided into four groups based on silane application. Group 1: no silane application before SM adhesive (SMN), Group 2: silane application before SM adhesive (SMS), Group 3: no silane application before SU (SUN), and Group 4: silane application before SU adhesive (SUS). Each group was randomly divided into two equal subgroups: 24 h in water storage ($n=9$) or 5,000-cycle thermocycling ($n=9$) before μ SBS evaluation. The μ SBS values were analyzed using Three-way ANOVA and Tukey's post hoc test ($p=0.05$) and the fracture modes of the fracture interface were evaluated. Threeway ANOVA indicated that thermocycling and silanization significantly affected μ SBS ($p<0.05$), while the adhesive system did not affect μ SBS ($p>0.05$). In the 24 h water storage subgroups, the SMS group had a significantly higher μ SBS compared with that of the other groups. In contrast, in the thermocycled subgroups, there was no significant difference in μ SBS between groups. In conclusion, after a 5,000-cycle thermocycling, the repair bond strengths of a silane-containing universal adhesive and a conventional etch-and-rinse adhesive were comparable.

Keywords: Aged resin composite, Microshear bond strength, Silanization, Thermocycling, Universal adhesive

Received Date: Jul 4, 2021

Revised Date: Aug 6, 2021

Accepted Date: Oct 15, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.36

Correspondence to :

Chonlaya Bumrungruan, College of Dental Medicine, Rangsit University, 52/347 Muang-Ake, Phaholyothin Road, Lak-Hok, Muang, Pathumthani 12000 Thailand Tel: 087-976-8552 E-mail: chonlaya.b@rsu.ac.th

Introduction

The popularity of resin composite restorations has increased because their use can preserve tooth structure with high esthetic results. However, the oral environment

and function can cause resin composites to degrade, resulting in defects, e.g. microleakage, marginal discoloration, wear, chipping, and restoration fracture.^{1,2} Repairing the restoration

defect rather than its total replacement is a more time-efficient and conservative option that can preserve sound tooth structure, protect the pulp from operative trauma, and reduce the risk of iatrogenic pulp exposure and adjacent tooth injury.³⁻⁵

Several methods have been developed to repair a resin composite defect, including surface preparation before using a resin-based adhesive, such as grinding with burs, etching with hydrofluoric acid or phosphoric acid, air abrasion, and silanization.⁶⁻⁸ A silane coupling agent is normally used when placing a resin composite to promote a chemical bond between the inorganic filler particles and the organic resin matrix.¹¹ Thus, using a silane coupling agent can improve the repair bond strength. Studies have demonstrated that silane application enhances the repair bond strength by promoting chemical bond between the filler of old resin composite and the adhesive resin matrix.^{7,9}

A universal adhesive system incorporates a silane coupling agent in the adhesive composition for simplifying the clinical steps, requiring less time, multipurpose use, and more user-friendly compared with the 3-step etch-and-rinse adhesive systems.^{7,9} Many Studies have evaluated the use of silane-containing universal adhesives in repairing resin composite restorations.⁷⁻¹¹ However, only a few studies investigated the long-term repair bond strength of universal adhesive systems on the aged resin composite.

The purpose of this study was to evaluate the effect of silanization and thermocycling on the repair μ SBS of a silane-containing universal adhesive and to compare the repair μ SBS of a silane-containing universal adhesive with that of an etch-and-rinse adhesive.

Materials and Methods

Seventy two resin composite specimens (3-mm diameter and 2-mm deep) (Fig. 1B) were fabricated using resin composite (Filtek™ Z350TM XT, 3M ESPE, St. Paul, MN,

USA; shade A1) in epoxy resin molds (Fig. 1A) then covered with a celluloid strip (LEIBINGER™ Mylar Strip), compressed with a glass slide, and each specimen was separately light-cured using an LED light-curing unit (Demi™ Plus, Kerr Corp, Orange, CA, USA) for 40 sec. The light output intensity was $\geq 800 \text{ mW/cm}^2$ (evaluated by a radiometer (Kerr; Orange, CA, USA)). The prepared specimens were thermocycled for 5,000 cycles between 5 and 55°C with a 30-sec dwell time and a 10-sec transfer time to simulate 6-month clinical service.

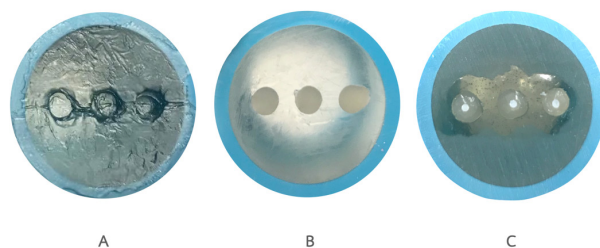


Figure 1 Resin composite specimen preparation (A) the three epoxy resin molds size 3-mm diameter and 2-mm depth created within polyvinyl chloride (PVC) tube. (B) resin composite specimens. (C) three clear plastics tubes placed on the resin composite specimens and filled with the repair resin composite

The specimens were polished using wet 320-grit silicon carbide paper to create a standardized surface. Thirty-two percent phosphoric acid (Scotchbond™ Etchant, 3M ESPE, USA) was applied on the specimens in a brushing motion for 15 sec, rinsed for 15 sec, and air dried. The specimens were randomly divided into 4 groups (n=18) according to the surface treatments and the adhesives used; Group 1: Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive (3M ESPE, USA) (SM), Group 2: treated with RelyX™ Ceramic Primer (3M ESPE, USA) and Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive (SMS), Group 3: Single Bond™ Universal Adhesive (3M ESPE, Germany) (SUN), Group 4: treated with RelyX™ Ceramic Primer and Single Bond™ Universal Adhesive (SUS). The materials were applied individually on each specimen according to the manufacturers' instructions as shown in Table 1.

Table 1 Materials, composition, and application methods used in the study (Modified from the manufacturers' Material Safety Data Sheet and instructions for use)

Materials	Composition	Application Methods
Scotchbond™ Etchant (3M ESPE, MN, USA)	Water, phosphoric acid, alcohol, thickening agent	- Apply etchant to aged resin composite surfaces for 15 sec. - Thoroughly rinse for 15 sec. - Air dry
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive (3M ESPE, MN, USA :SM)	Bis-GMA, HEMA, initiator	- Apply adhesive to the etched and dried resin composite surfaces. - Light-cure for 20 sec
Single Bond™ Universal Adhesive (3M ESPE, Germany :SU)	MDP Phosphate Monomer, Di-methacrylate resins, HEMA, Vitrebond copolymer, ethanol, water, filler, initiators, silane	- Apply adhesive to the etched and dried resin composite surfaces for 20 s - Air dry for 5 sec and light-cure for 20 sec.
Filtek™ Z350 XT (3M ESPE, MN, USA)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, non-aggregated 4 to 11 nm zirconia, non-aggregated 20 nm silica and aggregated zirconia/silica cluster filler (63.3 vol%)	- Apply a 2-mm. thick layer. - Light-cure for 40 sec.
RelyX™ Ceramic Primer (3M ESPE, MN, USA)	Pre-hydrolyzed silane coupling agent, alcohol, water	- Apply RelyX Ceramic Primer with a brush on the etched and dried resin composite surfaces for 1 min. - Air dry

Abbreviations: bis-GMA (bisphenol A-glycidyl methacrylate), bis-EMA (bisphenol A diglycidyl methacrylate ethoxylated), HEMA (hydroxyethylmethacrylate), MDP (methacryloxydecyl phosphate). TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate), UDMA (urethane dimethacrylate)

After surface treatment and adhesive application, a clear cylindrical plastic tube, 0.7 mm in-ternal diameter x 1.0 mm high (Tygon tubing, Norton Performance Plastic Co, USA) was placed on the resin composite specimen and the adhesive was light-cured for 20 sec. The light output intensity was ≥ 800 mW/cm². After curing, each tube was filled with nanohybrid resin composite shade A4 (Fil-tek™ Z350XT, 3M ESPE, USA) and light-cured for 40 sec (Fig. 1C).

The specimens were stored in water at 37°C for 24 h. The plastic tubes were removed and specimens were evaluated using 2.5x magnification loupes (ZEISS EyeMag Smart, Carl Zeiss Meditec AG, Germany) to evaluate the integrity of the old and new resin composite interface. Any specimens with interfacial gaps, bubbles, or any defect were excluded from the study.

For each group, half of the specimens (n=9) were subjected to the μ SBS test immediately after removing the tubes. The other half of the specimens were subjected to

a 5,000-cycle thermocycling between 5°C and 55°C. The dwell time and transfer time were 30 sec and 10 sec, respectively.

The specimens were mounted on a universal testing machine (EZ-S; Shimadzu, Japan), and a 0.4-mm thick blade was placed parallel and adjacent to the old and new resin composite interface and specimens were tested to failure at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The mode of failure was analyzed using a stereomicroscope at 45x magnification and categorized as adhesive failure; failure at the bonding interface, cohesive failure; failure in either the substrate or repair resin composite or mixed failure; failures in both adhesive and resin composite.

Statistical analysis

The μ SBS data were analyzed by Three-way ANOVA and Tukey's post hoc test ($p=0.05$) using IBM SPSS Statistics Subscription, Build 1.0.0.1508 (SPSS Inc., Chicago, IL).

Results

The μ SBS test results are presented in Table 2. Three-way ANOVA indicated that thermocycling and silanization significantly affected the μ SBS ($p < 0.001$ and $p = 0.001$, respectively). In contrast, the adhesive system did not affect μ SBS ($p = 0.750$). There was no interaction between the adhesive system, silanization, and thermocycling ($p = 0.121$).

After 24-h water storage, the SMS group had a significantly higher μ SBS compared with that of the other groups ($p < 0.05$). In the thermocycled subgroup, the SUS group demonstrated a higher μ SBS than that of the other groups; however, the difference was not significant.

Considering the effect of thermocycling within the same group, only the μ SBS of the non-thermocycled

SMS group was significantly higher than that of its thermocycled counterpart ($p < 0.05$). In contrast, μ SBSs between the other non-thermocycled groups and their respective thermocycled groups were not significantly different.

Considering the effect of silanization on each adhesive system, silanization significantly increased the μ SBS in the conventional adhesive group ($p < 0.05$). However, silanization in the silane-containing adhesive did not significantly increase the μ SBS.

The failure modes are shown in Figure 2. Adhesive failure was predominantly found in all groups, with a few mixed failures, but no cohesive failure was seen.

Table 2 μ SBS values (mean $\pm$ SD)

Group	Abbreviation	μ SBS $\pm$ SD (MPa)	
		24 h water storage	5,000-thermocycled
Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive	SMN	12.91 $\pm$ 3.92 ^{a,A}	7.82 $\pm$ 1.69 ^{c,A}
Silane + Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive	SMS	23.72 $\pm$ 8.89 ^{b,B}	12.21 $\pm$ 2.34 ^{c,C}
Single Bond™ Universal Adhesive	SUN	14.79 $\pm$ 6.35 ^{a,D}	12.92 $\pm$ 4.55 ^{c,D}
Silane + Single Bond™ Universal Adhesive	SUS	14.44 $\pm$ 2.39 ^{a,E}	13.10 $\pm$ 2.72 ^{c,E}

Different letters indicate a significant difference between groups ($p > 0.05$); UPPERCASE letters indicate a significant difference in each row (significantly different μ SBS between 24 h water storage and 5,000-thermocycled of the same group) and lowercase letters indicate significant differences in each column (significantly different μ SBS among the groups after 24-hour water storage or 5,000-cycle thermocycling)

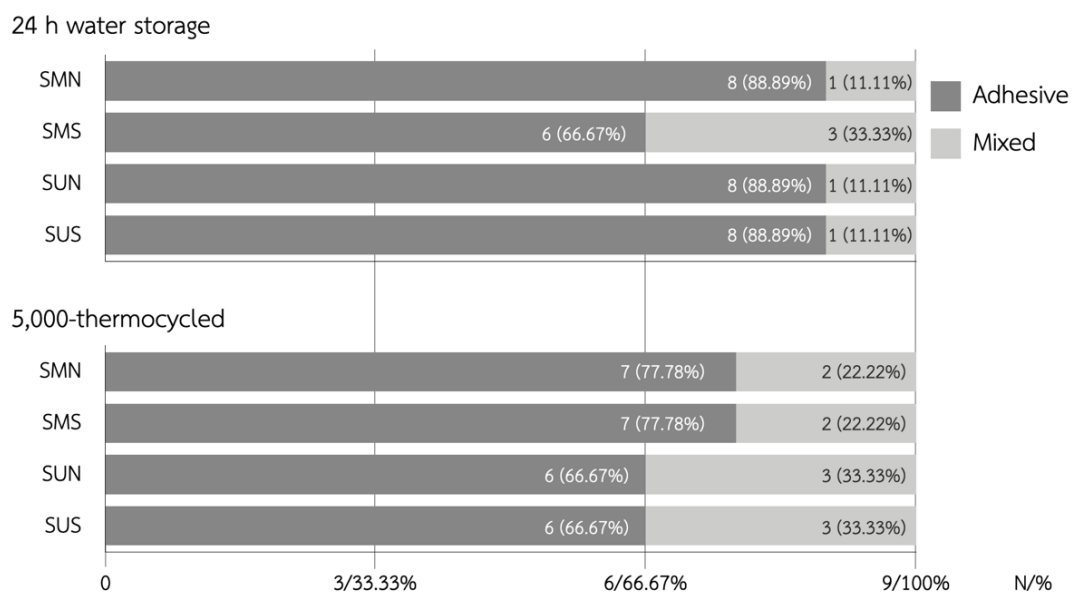


Figure 2 The mode of failure (n/%)

Discussion

In the present study, the μ SBS test was selected to overcome the limitations of the microtensile bond strength test, which has the difficulty in specimen preparation and the high number of pre-test failures.¹² Moreover, sample preparation method for the μ SBS test generates lower stress at the bond interface before testing, except for the mold removal.¹³⁻¹⁵ Consistent with this, the present study had no pre-test failures. Furthermore, adhesive failure was the predominant failure mode which corresponds with the suggestion that adhesive failures indicate that using the μ SBS test is valid.¹⁶

The bond between two layers of resin composite occurs between unreacted methacrylate groups ($C=C$) in each layer in the oxygen-inhibited layer.^{8,17} However, after polishing and being in the oral environment, resin composite restorations lack the free radicals and unreacted methacrylate groups needed to bond with the repair resin composite.¹⁸ Thus, aging the resin composite before bonding with the repair resin composite is important to simulate the clinical situation. In the present study, thermocycling was used to age the resin composite as described in the previous study.¹⁹

Bonding between a restoration and a repair resin composite requires free radicals and unreacted methacrylate groups, which are not present on restoration that has been in the oral cavity for some times. Therefore, surface preparation to expose the filler particles and create surface irregularities on the restoration is crucial for a successful repair.^{8,18} Wet grinding with 320-grit sandpaper, which is comparable to a fine diamond bur, was chosen to establish uniform repair surfaces and to expose the filler particles.⁷ The surface was then cleaned with phosphoric acid²⁰ and applied with adhesive to increase wettability and create micromechanical retention via the penetrated and polymerized resin into the prepared surface.^{8,21}

In addition to forming an effective bond with the original resin composite, the survival of the repair restoration is an important clinical parameter to be evaluated. Thus,

thermocycling at 5,000 cycles, which is equal to 6-month clinical service²², was selected to induce thermal stress and hydrolytic degradation of the old and new resin composite interface. This artificial aging process allows the long-term clinical bonding performance to be evaluated *in vitro*.

The 3-step etch-and-rinse adhesive was used as the control group due to favorable laboratory and clinical results.¹⁵ The results of the present study indicated that the repair bond strength of the silane-containing universal adhesive was not significantly different from that of the conventional etch-and-rinse adhesive in the non-thermocycled and the thermocycled groups. The μ SBS of the adhesives evaluated in this study were not significantly different between the non-thermocycled and the thermocycled groups, except for the SMS group. Silanization significantly increased the μ SBS in only the non-thermocycled etch-and-rinse adhesive group.

This study revealed that the repair bond strength of a silane-containing universal adhesive was comparable to that of a conventional adhesive. These results might be due to additional chemical bonding between the exposed filler particles and the silane coupling agent and the 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) monomer in the silane-containing universal adhesive. According to the manufacturer, the resin composite used in this study contains 78.5% by weight (63.3% by volume) inorganic fillers, which are a combination of non-agglomerated/non-aggregated silica filler, non-agglomerated/non-aggregated zirconia filler and aggregated zirconia/silica clusters. Prior studies demonstrated that silica fillers chemically reacted with a silane coupling agent^{7,8}, whereas zirconia fillers chemically bonded to 10-MDP.^{23,24} These reactions may improve the repair bond strength of a silane-containing universal adhesive.

Studies have demonstrated that silanization improves the repair bond strength of the conventional methacrylate resin adhesive between the aged and repair resin composite.^{7,8,11} Silane coupling agents are bifunctional

molecules that contain silanol groups that react with the exposed inorganic filler particles in the resin composite and organofunctional groups that react and co-polymerize with the methacrylate groups of the adhesive.^{9,24} The silane-coated surface is reactive and forms covalent bonds with the adhesive. Moreover, silane increases the wettability of the aged resin composite surface, which improves the infiltration of the resin adhesive into surface irregularities.^{6,7,9,18} Corresponding with the results of the present study, silanization significantly increased the repair bond strength of a conventional adhesive when tested immediately and tended to increase after aging because the silanol groups form a covalent bond with the exposed inorganic filler, i.e. silica filler.²⁴ In contrast, silanization did not significantly improve the repair bond strength of a silane-containing universal adhesive in the non-thermocycled and the thermocycled groups. These findings are in line with those of prior studies.²⁴ This may be because the exposed silica filler particles can interact with the silane and be insufficient in number to form an additional chemical bond with the silane in a silane-containing universal adhesive.¹⁸ However, some studies have found that silanization improves the repair bond strength of a silane-containing universal adhesive.^{7,8,25} These discrepancies are accounted for by the fact that the effect of silanization on a silane-containing adhesive varies depending on the surface treatment and silane composition.⁸

Although 5,000-thermocycles greatly reduced the μ SBS of a conventional adhesive, the μ SBS of the silane-containing adhesive was only slightly reduced. This could be due to the positive effect of the stable chemical bonds between the 10-MDP in the silane-containing universal adhesive and the exposed zirconia filler.^{23,24} Conversely, the reduced μ SBS in the conventional adhesive group may result from bond degradation over time because it contains only Bis-GMA and HEMA, which do not promote a stable chemical bond as 10-MDP.⁹ Moreover, a prior study demonstrated that the bond between phosphate esters, i.e. 10-MDP and the zirconia surface hydroxyl groups, was more hydrolytically stable compared with the bond between silane coupling agents and old resin composite.^{7,9,27}

Incorporating 10-MDP into an adhesive might have a positive effect on the repair bond strength of a resin composite with zirconia filler because 10-MDP forms a chemical bond with oxide groups, such as SiO_2 , Al_2O_3 , and ZrO .^{21,27} Therefore, 10-MDP in the silane-containing universal adhesive may improve the repair bond strength of a resin composite containing silica or alumina. However, the surface preparation and the type of adhesive and silane coupling agent used can also affect the repair bond strength. Furthermore, several studies demonstrated that different resin composite compositions, such as the type and amount of fillers, also influence the repair bond strength.^{21,28} Future studies evaluating various resin composites are needed to determine the effect of 10-MDP in a silane-containing universal adhesive on the repair bond strength.

The present study has some limitations. The sample size in this study is small. The larger the sample size, the more power the study would be. In addition, the *in vitro* results of our study might not correlate with clinical outcomes. Furthermore, the type of adhesive and silane coupling agent used could have an effect on the repair bond strength. The present study evaluated only one silane-containing universal adhesive and one resin composite; thus the results may not be applicable to other similar materials. Further investigations are needed to establish a standard resin composite repair protocol. However, based on our results, the examined silane-containing universal adhesive is a viable choice for resin composite repair.

Conclusion

Within the limitations of this *in vitro* study, several conclusions can be drawn. The repair bond strength of a silane-containing universal adhesive is comparable to that of an etch-and-rinse adhesive. Silanization increases the repair bond strength of an etch-and-rinse adhesive, but does not affect that of the silane-containing universal adhesive. Aging using 5,000 thermocycles has no effect on the repair bond strength of the silane-containing universal adhesive on aged resin composite.

Acknowledgments

The authors are grateful to Ms. Viracha Vachiramon, Division of Operative Dentistry, College of Dental Medicine, Rangsit University and Mr. Boondarick Niyatiwatchanchai, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, for their valuable and constructive suggestions on editing this manuscript. This study was supported by the Research Institute of Rangsit University.

Conflicts of Interest

There are no conflicts of interest declared by the authors. The funder was not involved in any part of the research process.

References

- Sarkar NK. Internal corrosion in dental composite wear. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):371-80.
- Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for fail-ure. *Eur J Oral Sci* 2012;120(6):539-48.
- Hickel R, Brushaver K, Ilie N. Repair of restorations - criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater* 2013;29(1):28-50.
- Blum IR, Lynch CD, Wilson NH. Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clin Cosmet In-vestig Dent* 2014;6:81-7.
- Gordan VV, Riley JL, 3rd, Worley DC, Gilbert GH, Group DC. Restorative material and other tooth-specific variables associated with the decision to repair or replace defective restorations: findings from the dental PBRN. *Tex Dent J* 2014;131(3):219-31.
- Barcellos DC, Miyazaki Santos VM, Niu LN, Pashley DH, Tay FR, Pucci CR. Repair of composites: Effect of laser and dif-ferent surface treatments. *Int J Adhes Adhes* 2015;59:1-6.
- Staxrud F, Dahl JE. Silanising agents promote resin-composite repair. *Int Dent J* 2015;65(6):311-5.
- Fornazari IA, Wille I, Meda EM, Brum RT, Souza EM. Effect of Surface Treatment, Silane, and Universal Adhesive on Mi-croshear Bond Strength of Nanofilled Composite Repairs. *Oper Dent* 2017;42(4):367-74.
- Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* 2012;28(5):467-77.
- Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater* 2016;32(10):1218-25.
- Flury S, Dulla FA, Peutzfeldt A. Repair bond strength of resin composite to restorative materials after short- and long-term storage. *Dent Mater* 2019;35(9):1205-13.
- Roeder L, Pereira PNR, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing - Unraveling the complexities. *Dent Mater* 2011;27(12):1197-203.
- De Munck J, Luehrs AK, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive-dentin interfaces. *Dent Mater* 2013;29(6):635-44.
- Fu J, Kakuda S, Pan F, Hoshika S, Ting S, Fukuoka A, et al. Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. *Dent Mater J* 2013;32(2):203-11.
- Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive com-posites to dentin and enamel. *Dent Mater* 2013;29(2):221-30.
- Roeder L, Pereira PN, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing--unraveling the complexities. *Dent Mater* 2011;27(12):1197-203.
- Chapter 9 - Restorative Materials—Composites and Polymers. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition). Saint Louis: Mosby; 2012. p. 161-98.
- Valente LL, Sarkis-Onofre R, Gonçalves AP, Fernández E, Loomans B, Moraes RR. Repair bond strength of dental com-posites: systematic review and meta-analysis. *Int J Adhes Adhes* 2016;69:15-26.
- Özcan 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;23:1276-82.
- Loomans BAC, Vivan Cardoso M, Roeters FJM, Opdam NJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, Van Meerbeek B. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater* 2011;27:701-709.
- Rinastiti M, Ozcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *J Dent* 2010;38(1):29-38.
- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.
- Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FH, Marchi GM. Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Esthet Restor Dent* 2007;19(2):90-8.
- Michelotti G, Niedzwiecki M, Bidjan D, Dieckmann P, Deari S, Attin T, et al. Silane Effect of Universal Adhesive on the Composite-Composite Repair Bond Strength after Different Surface Pretreatments. *Polymers* 2020;12(4):950.
- Çakir NN, Demirbuga S, Balkaya H, Karadaş M. Bonding performance of universal adhesives on composite repairs, with or without silane application. *J Conserv Dent* 2018;21(3):263-8.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24(1):90-101.
- Mendes LT, Loomans BAC, Opdam NJM, Silva CLD, Casagrande L, Lenzi TL. Silane Coupling Agents are Beneficial for Resin Composite Repair: A Systematic Review and Meta-Analysis of *In Vitro* Studies. *J Adhes Dent* 2020;22(5):443-453.
- Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A. Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhe-sive. *Acta Biomater Odontol Scand* 2017;4(1):10-19.

การเปรียบเทียบลักษณะเส้นสำรวจบนชิ้นหล่อศึกษาที่ได้จากเครื่องสำรวจสำหรับใช้ในช่องปากชนิดใหม่และเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

Comparison of Survey Lines Obtained from the Newly Developed Intra-oral Surveyor and A Convention Dental Surveyor: An *in vitro* Study

กฤษชนก ดึงไตรภพ¹, สุพาณี บุณธรรม¹, ไพฑูรย์ ดาวสดใส¹

Kritchankong Doungtraiphop¹, Supanee Buranadham¹, Paitoon Daosodsai¹

¹ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จ.สงขลา ประเทศไทย

¹Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand

บทคัดย่อ

ปัจจุบันเครื่องมือที่ใช้สำรวจความป่องของฟันโดยตรงในช่องปากในขั้นตอนการกรอปรับแต่งรูปร่างฟันหลักสำหรับงานฟันเทียมบางส่วนลดได้ยังมีน้อยมาก ผู้วิจัยจึงคิดค้นและออกแบบสร้างเครื่องมือดังกล่าวด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ โดยการศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบลักษณะเส้นสำรวจบนชิ้นหล่อที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ที่สร้างขึ้นกับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม โดยให้นักศึกษาหลังปริญญาสาขาทันตกรรมประดิษฐ์จำนวน 10 คน ทำการสำรวจฟันหลักบนชิ้นหล่อที่ติดตั้งในหัวหุ่นจำลองคนละ 4 ชิ้น ด้วยเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ในแนวสำรวจที่กำหนด โดยใช้สไลด์นสอสสีน้ำเงิน ได้เส้นสำรวจทดสอบ (Sn) จากนั้นให้ผู้เชี่ยวชาญสาขาทันตกรรมประดิษฐ์จำนวน 1 คน สำรวจชิ้นหล่อทุกชิ้นซ้ำในแนวสำรวจเดิมด้วยเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ของเนย์ โดยใช้สไลด์นสอสสีแดง ได้เส้นสำรวจอ้างอิง (Sr) นำชิ้นหล่อทั้งหมด 40 ชิ้นที่ผ่านการสำรวจแล้วไปสแกนด้วยเครื่องสแกนสามมิติ และจับภาพด้านศึกษาบนฟันหลักทั้งหมดเป็นภาพสองมิติ นำภาพที่ได้มาวัดและวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม Image J ดังนี้ 1) ลักษณะการซ้อนทับกันของเส้น Sn และ Sr ในแต่ละด้านศึกษา และ 2) ระยะแนวตั้งจากจุดอ้างอิงปลายฟันด้านบดเคี้ยวไปยังเส้น Sn และ Sr ในตำแหน่งต่าง ๆ กันของฟันหลัก คำนวณค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้นของระยะแนวตั้งเส้นสำรวจ Sn และ Sr เพื่อวิเคราะห์ความแม่นยำและความสอดคล้องของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่กับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ผลการศึกษาพบการซ้อนทับของเส้น Sn และ Sr อย่างสมบูรณ์ตลอดเส้น 354 ด้านจาก 380 ด้าน คิดเป็นร้อยละ 93 ของด้านศึกษาทั้งหมด และค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้นของเส้นสำรวจ Sn และ Sr เท่ากับ 0.997 แสดงให้เห็นว่าเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่มีความสอดคล้องกับเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ในระดับดีมาก ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้สรุปได้ว่า เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่มีความแม่นยำอยู่ในระดับสูงและให้ลักษณะเส้นสำรวจใกล้เคียงกับเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม

คำสำคัญ : ความเที่ยงของเส้นสำรวจ, เครื่องสำรวจความขนาน, เครื่องสำรวจในช่องปาก

Abstract

Intraoral devices used to evaluate tooth contour while making tooth alteration for removable partial denture components are lacking. Thus, the new intra-oral surveyor has been developed with the aid of 3D printing technology. The aim of this study was to compare the survey lines obtained from the newly developed intra-oral surveyor with a conventional surveyor. Ten graduate prosthodontic students were instructed to use the newly developed intra-oral surveyor to draw survey lines (Sn) on assigned abutment teeth following a previously determined surveying path. Each

student had to survey 4 different models which were mounted in a phantom head in pair, using a blue pencil-lead. Subsequently, each model was removed from the phantom head and was surveyed by a prosthodontist using a conventional surveyor (Ney) in the same surveying path, using a red pencil-lead to create reference survey lines (Sr). A total of 40 models with doubled survey lines (Sn and Sr) were scanned by a 3D model scanner, after which a series of 2D pictures of each studied tooth surface were captured. Each picture was examined for (1) the overlapping amount of Sn and Sr lines and (2) the vertical distances between reference points on an occlusal edge and Sn and Sr lines on each studied surface, using Image J software. Intraclass correlation coefficient for the vertical distances was estimated to assess an accuracy and an agreement measurement of the two survey lines. Complete overlapping of Sn and Sr lines was found in 93 percent of studied tooth surfaces (354 out of 380 surfaces). Agreement between Sn and Sr lines was excellent, with the intraclass correlation coefficient equaled to 0.997. Within the limitations of this study, it can be concluded that the newly developed intra-oral surveyor was highly accurate and provided similar survey lines when compared with a conventional surveyor.

Keywords: Survey line validity, Surveyor, Intraoral surveyor

Received Date: Jul 13, 2021

Revised Date: Aug 22, 2021

Accepted Date: Oct 4, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.37

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

กฤษชนก ดึงไตรภพ, สาขาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จ.สงขลา 90112 ประเทศไทย โทรศัพท์: 095-142-6153 โทรสาร: 074-429874 อีเมล: bio_teen_peny@hotmail.com

Correspondence to:

Kritchanok Dountraiphop, Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Hatyai, Songkhla, 90112 Thailand. Tel: 095-142-6153 Fax: 074-429874 Email: bio_teen_peny@hotmail.com

บทนำ

การออกแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้จะต้องคำนึงถึงทิศทางการถอดใส่ (path of insertion) การกำหนดแนวนำ (guiding plane) รวมถึงการกำหนดส่วนยึดอยู่ (retention component) โดยการออกแบบจะพิจารณาจากสภาพฟันหลัก รวมถึงรูปร่างและความป่อง (contour) ของฟัน โดยการสำรวจความป่องของฟันเพื่อใช้ในการออกแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้ควรใช้เครื่องมือสำรวจความขนาน (Dental surveyor)¹ ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้สร้างเส้นสำรวจบนฟันของขึ้นหล่อ (survey lines) และใช้สำรวจความป่องของฟันบนขึ้นหล่อ ในทิศทางแนวการถอดใส่ฟันเทียม รวมถึงการหาความคอดของฟัน (undercut) แต่ Applegate² พบว่าทันตแพทย์ส่วนใหญ่ทำงานโดยไม่ใช้เครื่องมือสำรวจความขนานแต่ใช้วิธีการคาดคะเนด้วยตาเปล่า อาจเนื่องด้วยไม่มีเครื่องมือ หรือไม่เห็นความสำคัญในการใช้งานเครื่องมือสำรวจความขนาน ดังนั้นการกำหนดทิศทางการถอดใส่และ

การออกแบบฟันเทียมจึงมักเป็นการทำงานภายใต้การประมาณการตามประสบการณ์ทำงาน หรือให้ช่างทันตกรรมเป็นผู้กำหนดทิศทางการถอดใส่ฟันเทียมบางส่วนถอดได้จากขึ้นหล่อหลัก (master cast)³ โดยทันตแพทย์ไม่ได้คำนึงถึงว่าการกำหนดทิศทางการถอดใส่ที่ได้จากช่างทันตกรรมอาจไม่เหมาะสมหรือไม่สอดคล้องกับการออกแบบฟันเทียมของทันตแพทย์ และบางครั้งช่างทันตกรรมอาจปรับแก้ไขแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้โครงโลหะของทันตแพทย์ ทำให้มีความผิดพลาดเกิดขึ้นในชิ้นงาน โดยปัญหาที่เกิดขึ้นจะปรากฏเมื่อมีการลองโครงโลหะฟันเทียมบางส่วนถอดได้ในผู้ป่วย ซึ่งทันตแพทย์อาจมีการกรอปรับแต่งโครงโลหะฟันเทียมบางส่วนถอดได้ผิดตำแหน่งเนื่องจากใช้ทิศทางการถอดใส่ไม่สอดคล้องกับโครงโลหะที่ช่างทันตกรรมสร้างมานอกจากนี้บางครั้งช่างทันตกรรมอาจวางตำแหน่งตะขอฟันเทียมไม่เหมาะสมกับทิศทางการถอดใส่ฟันเทียมของทันตแพทย์ทำให้โครง

โลหะขาดประสิทธิภาพในการยึดอยู่ และส่งผลให้ฟันเทียมบางส่วน ถอดได้โครงโลหะมีประสิทธิภาพในการใช้งานลดลง ดังนั้นเครื่องสำรวจ ความขนานจึงเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับทันตแพทย์เพื่อใช้วางแผนการรักษาสำหรับงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้โครงโลหะ

จากการทบทวนวรรณกรรมโดย Engelmeier⁴ การใช้งาน เครื่องสำรวจความขนานมีขึ้นตั้งแต่ปี ค.ศ. 1890 โดย Randall ได้นำเสนอเทคนิคในการสำรวจฟันอย่างง่ายด้วยดินสอสองแท่ง โดยตั้ง ดินสอแท่งที่หนึ่งในแนวตั้งบนชิ้นหล่อตามทิศทางการถอดใส่ฟันเทียม ที่กำหนด และใช้ดินสอแท่งที่สองลากเส้นสำรวจฟันบนชิ้นหล่อ โดยข้าม ดินสอแท่งที่สองต้องขนานกับดินสอแท่งที่หนึ่งขณะลากเส้นสำรวจฟัน ต่อมาในปี ค.ศ. 1920 มีการพัฒนาของเครื่องมือ Chayes Parallelometer ช่วยกรอฟันหลักในช่องปากให้ขนานกัน และ Condit สร้าง เครื่องมือช่วยตรวจสอบความขนานบนชิ้นหล่อ แต่ก็ยังไม่ถือเป็น เครื่องสำรวจความขนานเนื่องจากการใช้งานเป็นไปเพื่อทดสอบความ ขนานของฟันเท่านั้น เครื่องสำรวจความขนานเครื่องแรกที่สามารถใช้ ในการวางแผนทำงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้โครงโลหะคือ Robinson surveyor ซึ่งเกิดขึ้นในปี 1918 แต่เครื่องมือยังมีใช้เฉพาะกลุ่ม ทำให้เครื่องสำรวจของ Ney ซึ่งถูกสร้างเพื่อการค้าในปี ค.ศ. 1923 กลายเป็นเครื่องสำรวจความขนานเครื่องแรกที่เป็นที่รู้จักและใช้ในการ วางแผนฟันเทียมบางส่วนถอดได้อย่างแพร่หลาย หลังจากนั้น ก็ได้มีการพัฒนาเครื่องสำรวจความขนานจากต้นแบบของ Ney อีกมากมาย เช่น Brown-Maie Will Lentz-circa Lineer Ney Franzwa Ringle-Hiatt-Smith McKay Hagman Roach เป็นต้น และต่อมา มีการ ปรับปรุงรูปร่างเครื่องสำรวจความขนานต่าง ๆ อีกมากมาย โดยพัฒนา ให้มีขนาดเล็กลงและมีลักษณะการทำงานที่ทันสมัยมากขึ้น^{5,6} เช่น Retentoscope Harvey surveyor Blockout surveyor Austenal Micro Analyzer Prototype surveyor Micro surveyor เป็นต้น

การเตรียมรูปร่างฟันหลักให้สอดคล้องกับทิศทางการถอด ใส่และแบบฟันเทียมที่วางแผนไว้เป็นขั้นตอนที่สำคัญในการทำฟันเทียม ถอดได้บางส่วน อย่างไรก็ตามทันตแพทย์ไม่สามารถตรวจสอบความ ป้องของฟันภายหลังการกรอแต่งฟันหลักในช่องปากโดยตรงได้ว่ามี ลักษณะใกล้เคียงหรือมีตำแหน่งเส้นสำรวจเหมาะสมกับแบบฟันเทียม ที่ได้วางแผนไว้หรือไม่ วิธีหนึ่งที่ใช้ในการตรวจสอบความป้องภายหลัง การกรอปรับแต่งฟันหลักคือทำการพิมพ์ปาก จากนั้นนำไปเทชิ้นหล่อ เพื่อทำการสำรวจฟันหลักด้วยเครื่องสำรวจความขนาน หากเส้นสำรวจ ที่ได้ยังไม่เป็นไปตามลักษณะที่วางแผนไว้ ก็จำเป็นต้องทำขั้นตอน การกรอปรับแต่งฟันหลักใหม่ในผู้ป่วยอีกครั้ง และกรณีที่ทันตแพทย์ ผู้ทำมีประสบการณ์ในการทำงานน้อย หรือในช่องปากนั้นต้องมีการ กรอปรับแต่งฟันหลักหลาย ๆ ตำแหน่ง การทำงานในขั้นตอนดังกล่าว

อาจมีมากกว่าหนึ่งครั้งเพื่อให้ได้เส้นสำรวจตามที่วางแผนไว้ ทำให้ กระบวนการทำงานดังกล่าวใช้เวลาทำในคลินิกมากขึ้น

ปัจจุบันมีหลายการศึกษาที่นำเสนอเครื่องมือเพื่อช่วยใน การกรอฟันหลักให้เกิดความขนาน⁷⁻¹⁴ Kopsiaftis⁷ คิดค้นเครื่องมือ ตรวจสอบความขนานในช่องปาก และ Schoeneck⁸ คิดค้นเครื่องมือ ช่วยกรอฟันให้เกิดความขนานในทิศทางตั้งฉากกับเครื่องมือ แต่การ ใช้งานก็ยังมีข้อจำกัดเรื่องรูปร่างและขนาดที่จะใช้งานในช่องปาก และไม่ได้กล่าวถึงวิธีการถ่ายทอดทิศทางการถอดใส่ตามที่วางแผนไว้ จากชิ้นหล่อไปสู่ช่องปาก McCarthy⁹ คิดค้นเครื่องมือช่วยตรวจสอบ ความขนานของฟันหลักขณะกรอปรับแต่งรูปร่างในช่องปาก (intraoral surveyor) เพื่อให้สอดคล้องกับชิ้นหล่อที่วางแผนไว้ แต่ด้วยข้อจำกัด ของการใช้จุดอ้างอิงบนเนื้อเยื่อทำให้อาจเกิดความคลาดเคลื่อนใน การใช้งาน Netti และคณะ¹⁰ ได้เสนอวิธีการประยุกต์ใช้ด้ามแปร งชอกฟันร่วมกับใส่ดินสอสีในการถ่ายทอดความสัมพันธ์ของตำแหน่ง ฟันหลักที่ต้องการกรอปรับแต่งจากชิ้นหล่อไปสู่ฟันในช่องปาก โดย การวางทิศทางของมือตามทิศทางการถอดใส่บนชิ้นหล่อแล้วย้าย ตำแหน่งมือไปสู่ฟันหลักในช่องปาก ซึ่งวิธีนี้อาจมีความคลาดเคลื่อนสูง ในการทำงานเนื่องด้วยการถ่ายทอดความสัมพันธ์ทิศทางการถอด ใส่ฟันเทียมยังต้องอาศัยการประมาณทิศทางของการวางมือให้สัมพันธ์ กับทิศทางการถอดใส่บนชิ้นหล่อที่กำหนดไว้ นอกจากนี้ยังต้องอาศัย ความนิ่งของมือและตำแหน่งปากที่มั่นคง แม้ว่าการใช้เครื่องมือใน ช่องปากจะมีข้อจำกัดต่าง ๆ ที่กล่าวมา Moschèn และคณะ¹¹ พบว่า การมีเครื่องมือกำหนดทิศทางหรือช่วยกำหนดทิศทางขณะกรอปรับแต่ง ฟันหลักในช่องปาก ช่วยทำให้ได้ลักษณะความขนานของฟันหลัก หลังการกรอปรับแต่งที่ดีกว่าการกรอโดยไม่ใช้เครื่องมือใด ๆ ช่วย นอกจากนี้ยังมีเทคนิคที่จะช่วยในการกรอปรับแต่งฟันหลักให้ได้ แนวโน้มในการถอดใส่ที่ขนานกัน¹² โดยทำแท่นอะคริลิกบนชิ้นหล่อ บริเวณด้านประชิดที่จะสร้างแนวโน้ม แล้วขีดเส้นแนวนำทิศทางการ ถอดใส่บนแท่นอะคริลิก นำไปใส่ในช่องปากผู้ป่วย ลากเส้นบนฟันหลัก ให้ขนานกับเส้นแนวโน้มบนแท่นพิมพ์อะคริลิก และกรอปรับแต่งฟัน หลักด้านประชิดตามแนวที่ขีดไว้ ซึ่งวิธีนี้ใช้งานได้เฉพาะด้านประชิด ของฟันหลัก โดยในปัจจุบันเครื่องมือที่ช่วยสร้างความขนานได้ถูก พัฒนาและมีการนำเสนอการใช้งานจริงในช่องปากคือ ParalAB¹³ และ IPM (Intraoral Parallelometer)¹⁴ ซึ่งเป็นเครื่องมือช่วยกรอฟันหลัก ให้เกิดความขนาน มีรูปร่างและกลไกการทำงานที่น่าสนใจ แต่ยังไม่ สามารถสร้างเส้นสำรวจฟันในช่องปากได้และมีส่วนกดพิมพ์ยึดฟัน ที่มีขนาดค่อนข้างใหญ่ นอกจากนี้ก็ยังมีเครื่องสำรวจความขนานใน ช่องปากแบบที่ 2 ของ Sakornram และคณะ¹⁵ ซึ่งมีลักษณะรูปร่าง และกลไกการทำงานคล้ายคลึงกับเครื่องมือ IPM คือตัวเครื่องมือ

เป็นโลหะ มีสภาพพิมพ์ยึดจับฟันในช่องปากและตัวเครื่องมือต่อกับ
 ภาตพิมพ์ มีแขนเคลื่อนแนวระนาบ โดยเครื่องสำรวจความขนานใน
 ช่องปากแบบที่ 2 มีส่วนแตกต่างจาก IPM คือส่วนปลายแขนเคลื่อนแนว
 ระนาบเป็นหัวต่อใส่ดินสอด่แทนช่องใส่หัวกรอฟัน และมีวิธีการถ่ายทอด
 แนวนำบนขึ้นหล่อกจากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ผ่านหมุด
 ถ่ายทอดแนวที่ต่อกับด้านบนของภาตพิมพ์แบบ ซึ่งปัจจุบันเครื่องมือ
 ดังกล่าวอยู่ในขั้นตอนทดสอบความพึงพอใจและเที่ยงตรงของเส้นสำรวจ
 รวมถึงกำลังพัฒนาประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือ

จากข้อจำกัดต่าง ๆ ของเครื่องสำรวจความขนานในช่องปาก
 ที่ได้กล่าวมา ได้แก่ ขนาดของเครื่องมือ การสร้างเส้นสำรวจโดยตรง
 บนฟันหลักในช่องปาก ความสามารถในการถ่ายทอดทิศทางการถอด
 ใส่จากขึ้นหล่อดึกษา (study cast) ไปสู่ช่องปากและความคลาดเคลื่อน
 ในการใช้งาน ผู้วิจัยจึงเห็นความจำเป็นที่จะสร้างเครื่องมือสำหรับ
 ประเมินเส้นสำรวจฟันในช่องปากโดยตรง โดยเครื่องมือสามารถสร้าง
 ได้ง่าย มีราคาถูกโดยอาศัยเทคโนโลยีใหม่ ๆ เช่น การใช้เครื่องพิมพ์
 3 มิติ และมีความคาดหวังว่าเครื่องมือที่สร้างขึ้นจะช่วยลดขั้นตอนที่
 ทันตแพทย์อาจต้องทำงานซ้ำในการกรอปรับแต่งฟันหลักในช่องปาก

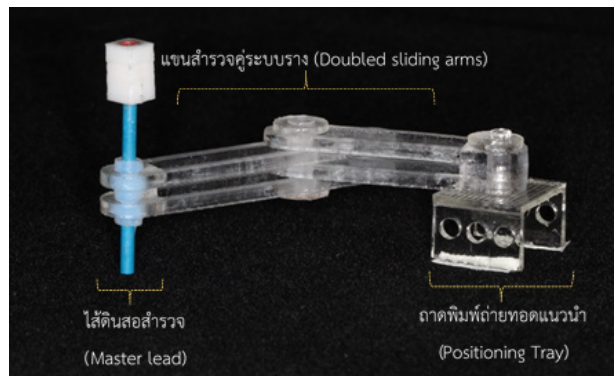
การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบการใช้งานของ
 เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ในหัวหุ่นจำลอง โดยเปรียบเทียบ
 เส้นสำรวจบนขึ้นหล่อกที่ได้จากการใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่
 และเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยนี้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรม
 การวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ เลขที่ PSU-EC6301-
 002/2563

เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่

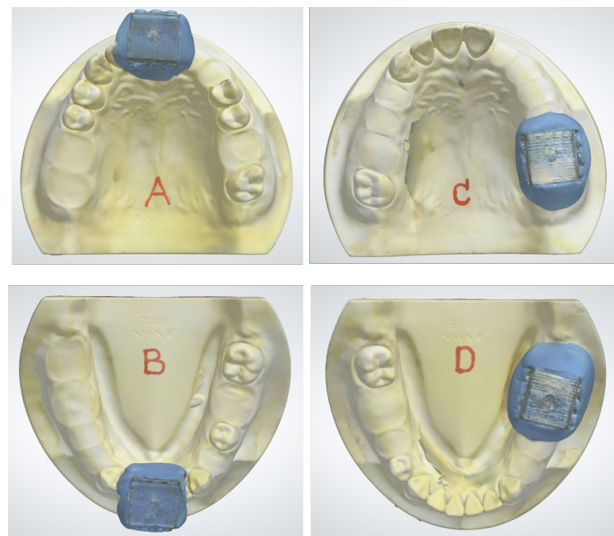
ผู้วิจัยทำการออกแบบเครื่องสำรวจด้วยแอปพลิเคชัน
 Shapr3D (Shapr3DZrt, István Csanády, Budapest, Hungary)
 เป็นไฟล์ 3 มิติ นามสกุล .stl นำไฟล์ที่ออกแบบไปพิมพ์ด้วยวัสดุเร
 ซินทางทันตกรรม (ASIGA dentaguide resin liquid, Sydney,
 Australia) โดยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (ASIGA MAX, Sydney, Australia)
 ประกอบขึ้นส่วนเครื่องสำรวจ ทดลองใช้งานและพัฒนารูปแบบจนได้
 เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ที่น่าสนใจในงานวิจัยนี้ โดยเครื่อง
 สำรวจประกอบด้วยอุปกรณ์หลัก 3 ส่วน ได้แก่ ภาตพิมพ์ถ่ายทอดแนวนำ
 (Positioning tray) แขนสำรวจคู่ระบบราง (Doubled sliding arms)
 และไส้ดินสอด่สำรวจ (Master lead) ซึ่งเมื่อประกอบใช้งานจะมีลักษณะ
 ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงส่วนประกอบหลักของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่
 Figure 1 Main components of the newly developed intra-oral surveyor

ซึ่งรูปแบบเครื่องสำรวจนี้ได้รับอนุสิทธิบัตรการออกแบบ
 ผลิตภัณฑ์หมายเลข 2102003434 และตัวเครื่องสำรวจได้รับอนุสิทธิบัตร
 หมายเลข 2103002487 จากกรมทรัพย์สินทางปัญญา ในปี พ.ศ. 2564
 การเตรียมขึ้นหล่อก

นำโมเดลฟัน (dentoform) บนและล่างมาถอดซีฟันออก
 เพื่อให้เกิดช่องว่างสำหรับใส่ฟันเทียม 4 แบบ (A, B, C, และ D) จากนั้น
 นำไปสร้างแม่แบบจากซิลิโคน แล้วเทขึ้นหล่อกด้วยพลาสติกชนิดที่ 4
 (Kromotipo 4, Kromopan USA Inc., Morton Grove, IL, United
 States) จำนวน 10 ชิ้นต่อ 1 แบบ แต่ละแบบจะกำหนดตำแหน่งวาง
 ภาตพิมพ์ถ่ายทอดแนวนำดังแสดงในรูปที่ 2 โดยมีตำแหน่งซีฟันและ
 จำนวนด้านที่ใช้ศึกษาแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 2 แสดงขึ้นหล่อกที่ใช้ในการศึกษาและตำแหน่งภาตพิมพ์ที่ยึดกับฟัน
 บนขึ้นหล่อก

Figure 2 Study models and locations of positioning tray

ตารางที่ 1 บริเวณศึกษาเส้นสำรวจบนด้านต่าง ๆ ของฟันหลักบนขึ้นหล่อศึกษา

Table 1 Teeth and studied surfaces in the study models

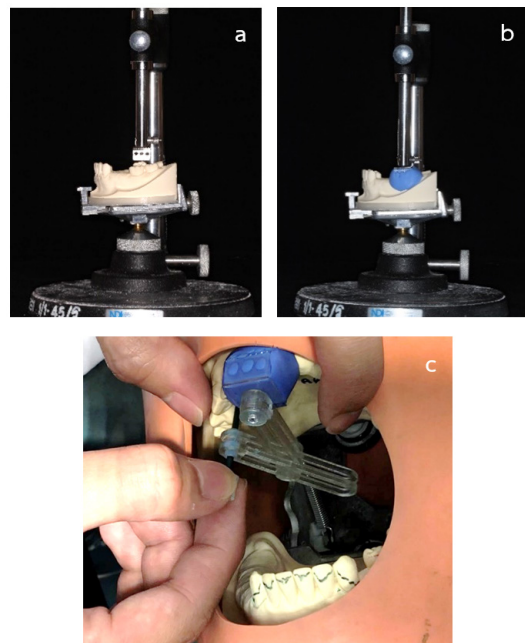
Study model	Kennedy Classification	Teeth (Studied surfaces)	Total number of surfaces
A	Kennedy Class II modification 2	15(B, L, D), 24(B, L, M), 25(B, L, D), 27(B, L, M, D)	13
B	Kennedy Class II modification 2	33(B, D), 35(B, L, M, D), 37(B, L, M, D)	10
C	Kennedy Class III modification 1	13(B, D), 17(B, L, M, D)	6
D	Kennedy Class III modification 1	33(B, D), 44(B, L, D), 47(B, L, M, D)	9

B, L, M, D indicated buccal, lingual, mesial and distal surface, respectively

การสำรวจขึ้นหล่อ

อาสาสมัครจำนวน 10 คน ซึ่งได้จากการสุ่มนักศึกษาหลังปริญญาคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ สาขาทันตกรรมประดิษฐ์ ชั้นปีที่ 1 ถึงปีที่ 4 ได้รับการสอนวิธีการใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่โดยผู้วิจัย และฝึกใช้งานเครื่องสำรวจบนขึ้นหล่อจำลองก่อนเข้าสู่กระบวนการทดสอบในงานวิจัย โดยมีขั้นตอนในการศึกษาดังนี้ ผู้วิจัยกำหนดแนวการสำรวจ (surveying path) สำหรับขึ้นหล่อแต่ละชิ้น โดยนำขึ้นหล่อมารัดตั้งในเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ของเนย์ (Ney Dental Inc., USA) ที่กำหนดให้แนวสลับฟันอยู่ในแนวระนาบ นำแกนถาดพิมพ์ถ่ายทอดแนวมาติดตั้งเข้ากับแขนแนวตั้งของเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ผสมวัสดุพิมพ์ปากชนิดซิลิโคนพุดดี (Silagum-Putty impression material, DMG Chemisch-Pharmazeutische Corp., Hamburg, Germany) ใส่ทางด้านในของถาดพิมพ์ แล้วนำไปกดลงบนตำแหน่งฟันที่จะใช้ยึดเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ เมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ ถอดถาดพิมพ์ไปประกอบเข้ากับแขนสำรวจของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ จากนั้นถอดขึ้นหล่อออกจากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ไปติดตั้งในช่องปากของหัวหุ่นจำลอง (Phantom head) ทั้งขากรรไกรบนและล่าง ดังแสดงในรูปที่ 3

ในการสำรวจจะให้อาสาสมัครสวมถาดพิมพ์ที่เตรียมไว้ให้เข้ากับฟันบนขึ้นหล่อ จากนั้นทำการสำรวจฟันหลักในบริเวณที่กำหนดดังตารางที่ 1 ด้วยเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ โดยใช้ไสดินสอสีน้ำเงิน เกิดเป็น “เส้นสำรวจทดสอบ” (new survey line, Sn) ซึ่งอาสาสมัครแต่ละคนทำการสำรวจขึ้นหล่อ 1 ชุดที่มี 4 แบบ ด้วยวิธีการสุ่มลำดับ ตลอดการวิจัยใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่เพียงเครื่องเดียว แต่เปลี่ยนถาดพิมพ์ที่เตรียมไว้สำหรับขึ้นหล่อแต่ละชิ้น และเปลี่ยนไสดินสอใหม่ก่อนเริ่มการทดสอบสำหรับทุกอาสาสมัคร หลังจากอาสาสมัครทั้งหมดทดสอบขึ้นหล่อเสร็จ นำขึ้นหล่อแต่ละชิ้นมาติดตั้งบนเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม โดยใช้ถาดพิมพ์เป็นตัวกำหนดแนวสำรวจเดิม และให้ผู้เชี่ยวชาญสาขาทันตกรรมประดิษฐ์จำนวน 1 คน ทำการสำรวจฟันหลักตามบริเวณศึกษาที่กำหนดบนขึ้นหล่อของอาสาสมัครทั้งหมด ด้วยไสดินสอสีแดงเพื่อใช้เป็น “เส้นสำรวจอ้างอิง” (reference survey line, Sr)



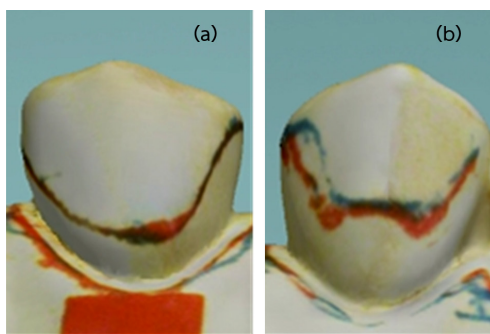
รูปที่ 3 แสดงวิธีถ่ายทอดแนวจากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม (a) ติดตั้งถาดพิมพ์ถ่ายทอดแนวเข้ากับแขนแนวตั้งของเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม โดยอยู่ในแนวตั้งฉากกับระนาบการสบฟัน (b) ยึดถาดพิมพ์เข้ากับฟันด้วยวัสดุพิมพ์ปากชนิดซิลิโคนพุดดี (c) ติดตั้งเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่และใช้งานในหัวหุ่นจำลอง

Figure 3 Showing method to transfer the path of insertion from a conventional dental surveyor. (a) The positioning tray was attached to a vertical arm of a dental surveyor, perpendicularly to the occlusal plane. (b) The positioning tray was fixed on a study model using putty silicone impression material. (c) The newly developed intra-oral surveyor was installed and used in the phantom head

การบันทึกข้อมูล

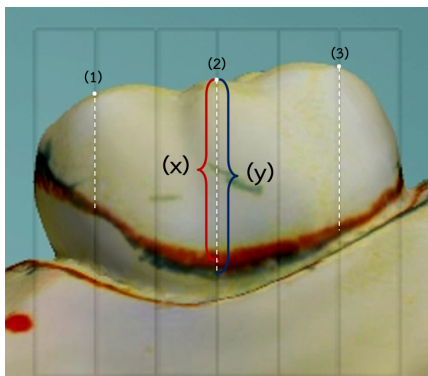
ขึ้นหล่อทั้งหมดที่ผ่านการสำรวจโดยอาสาสมัครและผู้เชี่ยวชาญจะถูกนำไปสแกนด้วยเครื่องสแกน 3 มิตินอกช่องปาก ของบริษัท 3Shape รุ่น E3 (3Shape, Copenhagen, Denmark) เป็นไฟล์ภาพ 3 มิตินามสกุล .dcm จากนั้นนำไปบันทึกภาพเส้นสำรวจบนฟันหลักตามบริเวณศึกษาที่กำหนดในตารางที่ 1 เป็นไฟล์ภาพ 2 มิตินามสกุล .jpg โดยทุกภาพของขึ้นหล่อแบบเดียวกันจะมีลักษณะ

เดียวกันและมีขนาดเท่ากัน นำภาพ 2 มิติไปวิเคราะห์และบันทึกข้อมูลต่าง ๆ โดยใช้โปรแกรม Image J (Rasband, W.S., U.S. National Institute of Health, Bethesda, Maryland, USA) ดังนี้ 1) ตรวจสอบลักษณะการซ้อนทับกันของเส้น Sn และ Sr ในด้านต่าง ๆ ที่ศึกษาดังแสดงในรูปที่ 4 โดยกำหนดว่าลักษณะของเส้นที่มีการซ้อนทับคือมีจุดกึ่งกลางความหนาของเส้นห่างกันในแนวตั้งไม่เกิน 0.5 มม. 2) วัดระยะจากจุดอ้างอิงจากปลายฟันด้านบดเคี้ยวในแนวตั้งมายังเส้น Sn และ Sr ดังแสดงในรูปที่ 5 โดยด้านแก้มและด้านลิ้นจะบันทึกด้านละ 3 จุด ตำแหน่งคือ ไกลกลาง (mesial) กึ่งกลาง (middle) และไกลกลาง (distal) ของฟัน ส่วนด้านประชิดของฟันจะบันทึก 1 จุดที่ตำแหน่งกึ่งกลางเท่านั้น



รูปที่ 4 แสดงตัวอย่างการซ้อนทับของเส้น Sn (น้ำเงิน) และ Sr (แดง) บนชิ้นหล่อทางด้านแก้ม; (a) มีการซ้อนทับอย่างสมบูรณ์และ (b) มีการซ้อนทับไม่สมบูรณ์ โดย Sn อยู่เหนือ Sr บริเวณไกลกลาง 1/3

Figure 4 Examples of the overlapping of Sn (blue) and Sr (red) lines on buccal side of a study cast; (a) complete overlapping, (b) Incomplete overlapping with Sn located above Sr in distal 1/3 region



รูปที่ 5 แสดงตัวอย่างวิธีการวัดระยะในแนวตั้งบนชิ้นหล่อ โดยจุดอ้างอิง (1), (2), และ (3) คือจุดอ้างอิงปลายฟันด้านบดเคี้ยวที่ใช้ในการวัดตำแหน่งไกลกลางกึ่งกลาง และไกลกลาง ตามลำดับ และระยะ (x), (y) คือระยะจากจุดอ้างอิงถึงกึ่งกลางเส้น Sr (แดง) และ Sn (น้ำเงิน) ตามลำดับ

Figure 5 Showing the vertical distance measurements on a study cast: (1), (2), and (3) are the reference points used to measure the distance at mesial, middle and distal regions, respectively. (x) and (y) are the vertical distances of Sr (red) and Sn (blue) lines, respectively

การวิเคราะห์ทางสถิติ

คำนวณร้อยละการซ้อนทับของเส้นสำรวจจากอัตราส่วนระหว่างความยาวเส้น Sn และ Sr ในส่วนที่ซ้อนทับและความยาวทั้งหมดของเส้น Sr โดยรายงานความถี่ของด้านที่มีการซ้อนทับอย่างสมบูรณ์ หรือซ้อนทับตลอดความยาวเส้น ส่วนด้านที่มีการซ้อนทับไม่สมบูรณ์จะรายงานความถี่และตำแหน่งเส้นในส่วนที่ไม่ซ้อนทับ และวิเคราะห์ความเที่ยงหรือความสอดคล้องของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่กับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม จากการเปรียบเทียบระยะแนวตั้งจากจุดอ้างอิงปลายฟันด้านบดเคี้ยวไปยังเส้น Sn และ Sr ในตำแหน่งต่าง ๆ โดยใช้สถิติสหสัมพันธ์ภายในชั้น (intraclass correlation coefficient: ICC) ระดับความเชื่อมั่นเท่ากับร้อยละ 95 โดยหากมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้นต่ำกว่า 0.50 ถือว่ามีความสอดคล้องกันในระดับต่ำ และตั้งแต่ 0.50 0.75 และ 0.90 ขึ้นไปถือว่ามีความสอดคล้องกันในระดับพอใช้ ดี และดีมากตามลำดับ¹⁶

ผลการศึกษา

จากชิ้นหล่อทั้งหมด 40 ชิ้น ซึ่งมีด้านศึกษาทั้งหมด 380 ด้าน พบการซ้อนทับของเส้น Sn และ Sr อย่างสมบูรณ์ตลอดเส้น 354 ด้าน คิดเป็นร้อยละ 93 ของด้านศึกษาทั้งหมด มีด้านที่มีการซ้อนทับไม่สมบูรณ์จำนวน 26 ด้าน คิดเป็นร้อยละ 7 ซึ่งด้านที่มีการซ้อนทับไม่สมบูรณ์ร้อยละ 65.4 (17 จาก 26 ด้าน) พบในชิ้นหล่อ A ซึ่งเป็นชิ้นหล่อที่มีจำนวนด้านศึกษามากกว่าแบบอื่น ๆ (130 ด้าน) และไม่พบการซ้อนทับไม่สมบูรณ์ในชิ้นหล่อ C ซึ่งมีด้านศึกษาที่น้อยกว่าแบบอื่น ๆ (60 ด้าน) โดยลักษณะความคลาดเคลื่อนของเส้นสำรวจที่พบส่วนใหญ่คือเส้น Sn อยู่สูงกว่าเส้น Sr ไปทางด้านบดเคี้ยว คิดเป็นร้อยละ 88.5 (23 จาก 26 ด้าน) ดังแสดงในตารางที่ 2 และเมื่อพิจารณาลักษณะการซ้อนทับของเส้น Sn และ Sr ตามอาสาสมัครทั้งหมด 10 คน ซึ่งมีด้านศึกษา 38 ด้านต่อคน พบว่าชิ้นหล่อจากอาสาสมัคร 2 คนซึ่งเป็นนักศึกษาหลังปริญญาชั้นปีที่ 1 มีการซ้อนทับของเส้นสำรวจอย่างสมบูรณ์ในทุกด้าน ส่วนอาสาสมัครอีก 8 คน ซึ่งเป็นนักศึกษาหลังปริญญาชั้นปีที่ 2 ถึง 4 พบการซ้อนทับของเส้นสำรวจสมบูรณ์ 33 ถึง 36 ด้าน คิดเป็นร้อยละ 86.8 ถึง 94.7 ดังแสดงในตารางที่ 3

ในการวิเคราะห์ความเที่ยงหรือความสอดคล้องของเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่เทียบกับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ด้วยสถิติสหสัมพันธ์ภายในชั้น พบค่า ICC เท่ากับ 0.997 โดยเมื่อวิเคราะห์จำแนกตามชิ้นหล่อ A B C และ D พบว่ามีค่า ICC 0.989 ถึง 1.000 โดยชิ้นหล่อบนและล่างมีค่า ICC เท่ากับ 0.995 และ 0.999 ตามลำดับ และเมื่อวิเคราะห์จำแนกตามตำแหน่งถาดยึดจับในฟันหน้าและฟันหลัง มีค่า ICC เท่ากับ 0.996 และ 0.999 ตามลำดับ สำหรับการจำแนกตามรายบุคคล พบว่ามีค่า ICC ตั้งแต่ 0.993 ถึง 1.000 ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 2 แจกแจงความถี่จำนวนด้านตามลักษณะการซ้อนทับของเส้นสำรวจ Sn และ Sr บนชั้นหล่อศึกษา

Table 2 Number of surfaces with complete and incomplete overlapping of Sn and Sr survey lines in the study models

Study Model	Complete survey lines overlapping	Incomplete survey lines overlapping (surfaces)														Total
		Buccal						Lingual						Proximal		
		Above			Below			Above			Below			Above	Below	
		m	mid	d	m	mid	d	m	mid	d	m	mid	d	mid	mid	
A	113	3	1	3				4	3	2		1				130
B	93			1		1		2				1		2		100
C	60															60
D	88	2														90
total	354	5	1	4		1		6	3	2		2		2		380

Above, Below indicated the position of Sn as related to Sr line, towards occlusal surfaces.

m, mid, d indicated the location on each surface where m= mesial 1/3, mid= middle 1/3, and d= distal 1/3

ตารางที่ 3 แจกแจงความถี่จำนวนด้านตามลักษณะการซ้อนทับของเส้นสำรวจ Sn และ Sr ตามอาสาสมัครแต่ละคน

Table 3 Number of surfaces with complete and incomplete overlapping of Sn and Sr survey lines by individual subject

Study Model	Complete survey lines overlapping	Incomplete survey lines overlapping (surfaces)														Total
		Buccal						Lingual						Proximal		
		Above			Below			Above			Below			Above	Below	
		m	mid	d	m	mid	d	m	mid	d	m	mid	d	mid	mid	
1	35	2										1				38
2	34	1		1		1		1								38
3	35							1	1	1						38
4	34		1					1		1				1		38
5	36			1				1								38
6	33	1		1				2						1		38
7	35	1		1					1							38
8	36								1			1				38
9	38															38
10	38															38
total	354	5	1	4		1		6	3	2		2		2		380

Above, Below indicated the position of Sn as related to Sr line, towards occlusal surfaces

m, mid, d indicated the location on each surface where m= mesial 1/3, mid= middle 1/3, and d= distal 1/3

ตารางที่ 4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในในชั้นของตำแหน่งเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่และเครื่องสำรวจทางทันตกรรมแบบดั้งเดิม จำแนกตามแบบชั้นหล่อ ขากรรไกร ตำแหน่งกดพิมพ์ยึดจับฟันหลัก และอาสาสมัคร

Table 4 Intraclass correlation coefficient (ICC) of survey line locations obtained from the newly developed intra-oral surveyor and a convention dental surveyor, categorized by model type, arch type, tray position, and subjects

Categories		Number of surfaces	Number of measurements	ICC	95% CI	p-value
Model	A	130	290	0.989	0.984-0.992	< 0.001
	B	100	190	0.999	0.999-0.999	< 0.001
	C	60	110	1.000	N/A	< 0.001
	D	90	180	0.998	0.998-0.999	< 0.001

ตารางที่ 4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้นของตำแหน่งเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่และเครื่องสำรวจทางทันตกรรมแบบดั้งเดิม จำแนกตามแบบชั้นหล่อ ขากรรไกร ตำแหน่งถาดพิมพ์ยึดจับฟันหลัก และอาสาสมัคร

Table 4 Intraclass correlation coefficient (ICC) of survey line locations obtained from the newly developed intra-oral surveyor and a convention dental surveyor, categorized by model type, arch type, tray position, and subjects

Categories		Number of surfaces	Number of measurements	ICC	95% CI	p-value
Type of arches	Upper	190	400	0.995	0.994-0.996	< 0.001
	Lower	190	370	0.999	0.999-0.999	< 0.001
Tray position	Front	230	480	0.996	0.995-0.997	< 0.001
	Back	150	290	0.999	0.999-0.999	< 0.001
Subject	1	38	77	0.998	0.997-0.999	< 0.001
	2	38	77	0.996	0.994-0.997	< 0.001
	3	38	77	0.997	0.995-0.998	< 0.001
	4	38	77	0.996	0.993-0.997	< 0.001
	5	38	77	0.996	0.994-0.998	< 0.001
	6	38	77	0.993	0.989-0.996	< 0.001
	7	38	77	0.999	0.998-0.999	< 0.001
	8	38	77	0.999	0.998-0.999	< 0.001
	9	38	77	0.999	0.999-0.999	< 0.001
	10	38	77	1.000	N/A	< 0.001
Overall		380	770	0.997	0.997-0.998	< 0.001

Average measures, two-way mixed effects model, absolute agreement

ICC = intraclass correlation coefficient, CI = confidential interval

Front, Back indicated locations of the positioning tray on anterior and posterior teeth, respectively

บทวิจารณ์

ผู้วิจัยต้องการสร้างและพัฒนาเครื่องสำรวจความขนานที่สามารถใช้งานในช่องปากได้ เพื่อใช้สำรวจความปองนูนของฟัน ในขั้นตอนการเตรียมรูปร่างฟันหลักสำหรับงานฟันเทียมบางส่วนแบบถอดได้ เครื่องสำรวจดังกล่าวจึงจำเป็นต้องมีขนาดเล็กและมีความแข็ง (rigidity) ไม่เกิดการบิดงอขณะใช้งาน ซึ่งผู้วิจัยพบว่าการออกแบบเครื่องสำรวจเป็นลักษณะรางเลื่อนจะทำให้ได้เครื่องมือที่มีขนาดเล็ก ซึ่งสามารถปรับแขนสำรวจให้สั้นยาวได้เหมาะสมกับขากรรไกรขนาดต่าง ๆ และการออกแบบเป็นรางคู่ยังทำให้เครื่องมือสามารถคงรูปร่างได้ดี ไม่เกิดการบิดเบี้ยวขณะใช้งานแม้ว่าวัสดุที่ใช้ไม่ได้มีความแข็งแรงมากเท่ากับโลหะ แต่อย่างไรก็ตามการออกแบบรางในลักษณะดังกล่าวจะส่งผลให้เครื่องมือมีความหนาของแขนสำรวจในแนวดิ่งเพิ่มขึ้นเล็กน้อย แต่ไม่ส่งผลต่อความสูงโดยรวมของเครื่องมือเมื่อประกอบแขนสำรวจเข้ากับถาดพิมพ์ โดยถาดพิมพ์จะทำหน้าที่ยึดจับบนฟันที่ไม่ได้ใช้เป็นฟันหลักของฟันเทียม และทำหน้าที่ถ่ายทอดแนวนำการถอดใส่ฟันเทียมที่มีการออกแบบบนชั้นหล่อศึกษาโมเดลใน

ช่องปาก แม้ว่าถาดพิมพ์ของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่นี้จะมีขนาดเล็กกว่าถาดพิมพ์ของ IPM¹⁴ และเครื่องสำรวจความขนานในช่องปากแบบที่ 2¹⁵ แต่เมื่อใช้ร่วมกับวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนพุดดีพบว่าสามารถยึดจับฟันได้แน่นเพียงพอต่อการใช้งาน และข้อดีของการทำให้ถาดพิมพ์มีขนาดเล็กคือ สามารถเห็นพื้นที่ในการทำงานเพิ่มมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามผู้วิจัยแนะนำให้ผู้ใช้งานเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ตรวจสอบตำแหน่งถาดพิมพ์ที่ยึดกับฟันให้เข้าที่ทุกครั้งก่อนเริ่มการสำรวจ เพื่อลดความคลาดเคลื่อนของเส้นสำรวจ

วัตถุประสงค์ของการสร้างเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่เพื่อให้ทันตแพทย์สามารถประเมินเส้นสำรวจบนฟันหลักในช่องปากได้โดยตรง ซึ่งในขั้นตอนการกรอปรับแต่งฟันในช่องปากทันตแพทย์สามารถใช้เครื่องมือประเมินลักษณะเส้นสำรวจและกรอปรับแต่งฟันซ้ำจนกว่าจะได้ลักษณะเส้นสำรวจตามต้องการ โดยในขั้นตอนดังกล่าวทันตแพทย์จำเป็นต้องใช้ทักษะการกรอปรับแต่งฟันด้วยตัวเอง แตกต่างจากเครื่องมือ ParaLAB¹³ และ IPM¹⁴ ที่ทันตแพทย์สามารถ

การปรับแต่งฟันหลักให้ขนานกันในช่องปากได้โดยตรง เนื่องจากเครื่องมือมีส่วนประกอบที่ต่อเข้ากับด้ามกรอความเร็วสูง ซึ่งเครื่องมือช่วยให้ทันตแพทย์สามารถทำงานในขั้นตอนการกรอปรับแต่งฟันหลักให้ขนานกันได้ง่าย อย่างไรก็ตามหากมีส่วนประกอบใดของเครื่องมือคลาดเคลื่อนขณะใช้งานกรอปรับแต่งฟันจะส่งผลให้ทันตแพทย์กรอฟันผิดพลาดได้ นอกจากนี้เครื่องมือดังกล่าวยังมีขนาดใหญ่หลังประกอบเข้ากับด้ามกรอความเร็วสูง อาจทำให้ใช้งานยาก ผู้วิจัยจึงพยายามออกแบบส่วนประกอบของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ให้มีขนาดเล็ก ไม่ซับซ้อน มีจำนวนข้อต่อน้อย เพื่อให้ได้เครื่องมือที่ใช้งานง่าย ไม่ซับซ้อน และหวังให้มีความคลาดเคลื่อนจากการใช้งานเครื่องมือน้อยที่สุด นอกจากนี้เครื่องมือที่สร้างขึ้นใหม่ยังสามารถนำไปใช้สำรวจขึ้นหล่อได้เช่นเดียวกับเครื่องสำรวจความขนานที่ใช้นอกช่องปาก โดยในอนาคตผู้วิจัยสามารถสร้างอุปกรณ์เสริม เช่น อุปกรณ์วัดความคอคดขนาดต่าง ๆ เป็นต้น

การสร้างเครื่องสำรวจต้นแบบใช้วิธีการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุเรซินทางทันตกรรม มีข้อดีคือ สามารถสร้างและดัดแปลงชิ้นงานได้ง่าย ใช้เวลาน้อย สามารถทำได้ด้วยตัวเองหากมีเครื่องพิมพ์ 3 มิติ มีค่าใช้จ่ายในการสร้างเครื่องมือถูกมากเมื่อเทียบกับวัสดุโลหะ แต่มีข้อจำกัดคือ วัสดุเรซินทางทันตกรรมมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำกว่าโลหะมาก ทำให้การออกแบบชิ้นส่วนต้องมีขนาดใหญ่กว่าการทำด้วยโลหะ นอกจากนี้ชิ้นส่วนหรือองค์ประกอบของเครื่องสำรวจอาจเกิดการบิดเบี้ยวได้บ้างหากมีการออกแรงกดบนเครื่องมือ ซึ่งจะส่งผลต่อเส้นสำรวจที่ได้ และหากผู้ใช้งานต้องสร้างเครื่องสำรวจด้วยตัวเอง จำเป็นต้องขัดแต่งพื้นผิววัสดุเล็กน้อยก่อนประกอบชิ้นส่วนต่าง ๆ เข้าด้วยกัน เพื่อให้ข้อต่อต่าง ๆ เคลื่อนไหวได้เรียบลื่น รวมถึงวิธีการพิมพ์ 3 มิติ อาจต้องมีการปรับพารามิเตอร์ในคำสั่งพิมพ์บ้าง หากใช้วัสดุที่แตกต่างกัน นอกจากนี้วัสดุเรซินทางทันตกรรมอาจมีการเสื่อมสภาพหากผ่านการฆ่าเชื้อด้วยความร้อนสูง แต่อย่างไรก็ตามวัสดุดังกล่าวสามารถทำลายเชื้อ (Disinfection) ได้โดยใช้ยาเคมีในกลุ่ม Ethyl alcohol Isopropyl alcohol Chloride compound และ Glutaraldehyde ตามหลักการใช้งานของเครื่องมือที่ไม่มีการรุกรานเข้าไปในเนื้อเยื่อใด ๆ ในช่องปาก (Semi-critical items)

ในการศึกษาการใช้งานของเครื่องสำรวจ ผู้วิจัยได้ทำขึ้นหล่อบนและล่าง อย่างละ 2 แบบ ที่มีลักษณะช่องว่างและซี่ฟันหลักแตกต่างกัน มีการติดตั้งถาดพิมพ์ยึดจับในตำแหน่งพื้นหน้าและพื้นหลัง และให้อาสาสมัครใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่สำรวจขึ้นหล่อในหัวหุ่นจำลอง เพื่อเลียนแบบการใช้งานจริงในช่องปากที่มีลักษณะช่องว่างในการใส่ฟันที่หลากหลาย แต่อย่างไรก็ตามในการ

ทดลองยังมีข้อจำกัด เช่น การทำงานในหัวหุ่นจำลองไม่มีลิ้นหรือน้ำลายมาเกี่ยวข้อง ฟันธรรมชาติในปากอาจมีความสูงต่ำหรือมีขนาดที่แตกต่างจากแบบจำลอง และข้อจำกัดในการอำปากของผู้ป่วยแต่ละคนเป็นต้น สำหรับวิธีการบันทึกข้อมูลในการศึกษานี้บันทึกเป็นไฟล์ภาพ 3 มิติ ซึ่งมีข้อดีคือสามารถบันทึกภาพซี่ฟันด้านที่ต้องการศึกษาได้ง่ายในทุกทิศทาง และสามารถหมุนภาพ จัดวางภาพให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการได้ง่าย

การวิเคราะห์ความแม่นยำหรือความสอดคล้องระหว่างเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่กับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ด้วยสถิติสหสัมพันธ์ภายในชั้น พบว่าอยู่ในระดับดีมาก แสดงให้เห็นว่าเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่สามารถใช้สำรวจความป่องนูนของฟันได้ไม่แตกต่างจากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิมที่ใช้นอกช่องปากเมื่ออยู่ในแนวสำรวจเดียวกัน นอกจากนี้เมื่อจำแนกการวิเคราะห์ตามรูปแบบของขึ้นหล่อบนและล่าง หรือตามตำแหน่งการติดตั้งถาดพิมพ์ยึดจับบริเวณพื้นหน้าและหลัง รวมถึงการใช้งานในแต่ละอาสาสมัครพบว่ามีความสอดคล้องในระดับดีมากเช่นกัน แสดงให้เห็นว่าเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่สามารถใช้งานได้ครอบคลุมบริเวณต่าง ๆ ในช่องปากและสามารถใช้งานได้โดยผู้ใช้ที่แตกต่างกัน

ในการศึกษานี้ให้อาสาสมัครฝึกใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่บนแบบจำลองนอกช่องปากจนมั่นใจในการใช้งานก่อนที่จะให้ปฏิบัติงานจริงในขึ้นหล่อที่ติดตั้งในหัวหุ่นจำลอง เพื่อให้อาสาสมัครทุกคนคุ้นเคยกับชิ้นส่วนต่าง ๆ ตลอดจนวิธีการทำงานของเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ ทั้งนี้เพื่อลดปัจจัยรบกวน (confounding factor) ต่าง ๆ ที่อาจเกิดจากการฝึกใช้เครื่องมือใหม่ ๆ ซึ่งจากผลการศึกษาพบว่าเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่โดยอาสาสมัครทั้ง 10 คน มีความสอดคล้องกับเส้นสำรวจที่ได้จากเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิมในระดับดีมาก โดยพบการซ้อนทับของเส้นสำรวจอย่างสมบูรณ์ในทุกด้านศึกษาจากอาสาสมัคร 2 คน ซึ่งเป็นนักศึกษาหลังปริญญาสาขาทันตกรรมประดิษฐ์ ชั้นปีที่ 1 จึงมีความเป็นไปได้ว่า ประสิทธิภาพในการใช้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่อาจไม่สัมพันธ์กับประสบการณ์ทำงานเฉพาะทางการใส่ฟันเทียม แต่อย่างไรก็ตามควรศึกษาเพิ่มในกลุ่มประชากรที่ใหญ่ขึ้น

เมื่อวิเคราะห์การซ้อนทับของเส้นสำรวจทดสอบและเส้นสำรวจอ้างอิง พบว่ามีด้านที่การซ้อนทับไม่สมบูรณ์คิดเป็นร้อยละ 7 ของด้านศึกษาทั้งหมด ซึ่งสาเหตุความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นอาจเกิดจากหลายปัจจัย กล่าวคือ 1) ปัจจัยด้านวัสดุที่ใช้ทำเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ที่ทำมาจากเรซินทางทันตกรรม เมื่อมีแรงกระทำ

อาจเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้เล็กน้อย ประกอบกับวัสดุมีความฝืดเล็กน้อยในบริเวณข้อต่อต่าง ๆ 2) ปัจจัยด้านการออกแบบเมื่อใช้สำรวจฟันบริเวณที่อยู่ใกล้กับตำแหน่งกดพิมพ์ยึดจับ ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของแขนสำรวจระบบรางคูในลักษณะพับงอแขนทั้งสองท่อนเข้าหากัน อาจเกิดเป็นระบบคานงัดขณะใช้งาน และ 3) ปัจจัยความอ่อนนุ่มของไส้ดินสอด การออกแรงกดไส้ดินสอดให้แนบผิวฟัน อาจทำให้ตัวไส้ดินสอดเอนเข้าหาตัวฟันที่กำลังสำรวจอยู่ได้เล็กน้อย ปัจจัยเหล่านี้สอดคล้องกับผลการศึกษาที่ได้ลักษณะเส้นสำรวจที่มีความคลาดเคลื่อนในลักษณะอยู่เหนือเส้นสำรวจอ้างอิงไปทางด้านบนด้วย ซึ่งความคลาดเคลื่อนของเส้นสำรวจที่เกิดขึ้นในลักษณะดังกล่าว เมื่อนำเครื่องสำรวจไปใช้งานในช่องปากในขั้นตอนเตรียมฟันหลัก อาจส่งผลให้ทันตแพทย์เข้าใจว่าการกรอเตรียมฟันเพื่อวางตำแหน่งต้นตะขอยังไม่เหมาะสมและอาจกรอฟันเพิ่มโดยไม่จำเป็น แต่อย่างไรก็ตามความคลาดเคลื่อนดังกล่าวพบน้อยมากและสามารถลดได้หากปรับปรุงปัจจัยต่าง ๆ ที่กล่าวมา

จากปัญหาและข้อเสนอแนะในการตอบแบบสอบถามหลังการใช้งานเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ของอาสาสมัคร พบปัญหาไส้ดินสอดหักมากที่สุด โดยสาเหตุเกิดจากผู้วิจัยพยายามเลือกใช้ไส้ดินสอดสีที่สามารถติดบนซี่ฟันธรรมชาติได้ ซึ่งไส้ดินสอดชนิดดังกล่าวจะมีความอ่อนนุ่มกว่าไส้ดินสอดดำทั่วไปและหักได้เมื่อออกแรงผลักไส้ดินสอดโดยตรง ผู้วิจัยจึงมีแนวทางในการแก้ไขหรือปรับปรุงเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ ด้วยการออกแบบแผ่นรองไส้ดินสอดที่มีความแข็งแรง นอกจากนี้ผู้วิจัยมีความคิดเห็นว่าควรปรับเปลี่ยนวัสดุที่ใช้ทำหมุดแกนของกดพิมพ์เป็นโลหะ เพื่อให้มีความแข็งแรงมากขึ้น สำหรับแขนสำรวจระบบรางคูที่มีความฝืดเล็กน้อยในเบื้องต้นอาจแก้ไขด้วยการขัดแต่งวัสดุให้เรียบมากขึ้น หรืออาจใช้น้ำมันหล่อลื่นสำหรับวัสดุเรซินทางทันตกรรมโดยเฉพาะ ทาบริเวณข้อต่อต่าง ๆ ขณะใช้งาน เพื่อให้เครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่มีประสิทธิภาพในการใช้งานสูงสุด อย่างไรก็ตามความเป็นไปได้ในการใช้งานเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ในผู้ป่วยจริงจำเป็นต้องมีการปรับปรุงเครื่องมือสำรวจและทำการวิจัยในผู้ป่วยจริงต่อไป

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดต่าง ๆ ในงานวิจัยนี้สามารถสรุปได้ว่าเครื่องสำรวจในช่องปากชนิดใหม่ให้ลักษณะเส้นสำรวจและมีความเที่ยงใกล้เคียงกับเครื่องสำรวจความขนานแบบดั้งเดิม ที่ใช้บนช่องปากเมื่ออยู่ในแนวหน้าทางเดียวกัน

เอกสารอ้างอิง

1. Bezzon OL, Mattos MGC, Ribero RF. Surveying removable partial dentures: the importance of guiding planes and path of insertion for stability. *J Prosthet Dent* 1997;78(4):412-8.
2. Applegate OC. Essentials of removable partial denture prosthesis. Philadelphia: WB Saunders; 1954. p. 17-35.
3. Leeper SH. Dentist and laboratory: a "love-hate" relationship. *Dent Clin North Am* 1979;23(1):87-99.
4. Engelmeier RL. The history and development of the dental surveyor: part I. *J Prosthodont* 2002;11(1):11-8.
5. Engelmeier RL. The history and development of the dental surveyor: part II. *J Prosthodont* 2002;11(2):122-30.
6. Engelmeier RL. The history and development of the dental surveyor--Part III. *J Prosthodont* 2004;13(3):195-202.
7. Kopsiaftis CP. An intraoral paralleling instrument. *J Prosthet Dent* 1966;16(5):973-7.
8. Schoeneck G. An intraoral parallelometer. *J Prosthet Dent* 1970;23(3):310-4.
9. McCarthy MF. An intraoral surveyor. *J Prosthet Dent* 1989;61(4):462-4.
10. Netti CA, Skirvin DR, Phelan PR, Jones TK. A simplified intraoral surveying device. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):870-2.
11. Moschèn I, Berger P, Falk M, Hörl R, Hörl M, Gausch K. Comparison of resin-bonded prosthesis groove parallelism with the use of four tooth preparation methods. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):398-409.
12. Canning T, O'Sullivan M. Acrylic resin jigs as an aid to parallel guiding plane preparation. *J Prosthet Dent* 2008;99(2):162-4.
13. Borges AL, Borges AB, Uemura ES, Paes-Júnior TJ, Tango RN, de Araújo JE, et al. Evaluation of a new intraoral paralleling device for creating guiding planes: a pilot study. *J Contemp Dent Pract* 2010;11(1):E065-72.
14. Ipm-2010.com. Der Weg zur Perfektion und zufriedenen Patienten: Intraorale Parallelometer 2010 [cited 2019 17 April]. Available from: <https://www.ipm-2010.com>.
15. Sakornram R, Puasiri S, Aerarunchot S. Evaluation of the Survey Line Validity and Satisfaction When Using the Intraoral Surveyor Model II on the Customized Model. *Khon Kaen Dent J* 2019;22(2):89-100.
16. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 2016;15(2):155-63.

***In vivo* Protein Expression after Delivery of Modified mRNA Encoding Bone Morphogenetic Protein - 2 into Rat Gingiva Using Different Delivery Systems: A Pilot Study**

Anawat Amatyakul Suppakitjareon¹, Rangini Mahanonda^{1,2,3}, Noppadol Sa-Ard-Iam^{2,3},
Theeraphat Chanamuangkon⁴, Pimprapa Rek-yen^{2,3}, Wichaya Wisitrasameewong^{1,2,3}

¹Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

²Center of Excellence in Periodontal Disease and Dental Implant, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

³Immunology Research Center, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

⁴Biomaterial Testing Center, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

In vitro transcribed (IVT) nucleoside-modified messenger ribonucleic acid (mRNA) has emerged as a novel platform in regenerative medicine. Given the potential of a mRNA platform to encode any protein of interest and produce it directly *in vivo*, mRNA encoding growth factor could be a promising alternative to recombinant protein in promoting periodontal tissue and bone regeneration. Bone morphogenetic protein-2 (BMP-2) is one of most extensively studied growth factors due to its osteogenic potential. To date, an *in vivo* study of mRNA encoding BMP-2 therapy in the field of periodontology is scarce. In addition, a proper mRNA delivery system has yet to be identified. Therefore, this study aimed to examine the effect of N1-methylpseudouridine-modified mRNA encoding BMP-2 (m1 Ψ -BMP-2 mRNA) with different delivery systems on the level of BMP-2 protein and inflammatory response at local tissue upon intragingival injection. Twelve Sprague-Dawley rats were randomly assigned into four groups injected with m1 Ψ -BMP-2 mRNA in Dulbecco's phosphate-buffered saline (dPBS), sucrose citrate buffer, Lipofectamine[®] 2000, or dPBS alone without mRNA as a control at palatal gingiva. Gingival tissues were collected at 24 hours for analysis of BMP-2 protein and pro-inflammatory cytokines (interleukin-1 β , interleukin-6, and tumor necrosis factor- α) using enzyme-linked immunosorbent assay. The highest BMP-2 protein expression in gingival tissue was observed in a rat injected with m1 Ψ -BMP-2 mRNA in Lipofectamine[®] 2000. The amount of interleukin-1 β in all the groups was less than 100 pg/mg of protein, while interleukin-6 and tumor necrosis factor- α were undetected. The findings from this *in vivo* study demonstrated that intragingival injection of m1 Ψ -BMP-2 mRNA in Lipofectamine[®] 2000 resulted in increased BMP-2 production with minimal local immune responses. Our preliminary data suggested that intragingival injection of m1 Ψ -BMP-2 mRNA was able to promote BMP-2 protein expression in gingival tissues. Nucleoside-modified mRNA could be a potential therapeutics platform for periodontal regeneration; however, further studies are required.

Keywords: Bone morphogenetic protein-2, Delivery system, mRNA, Periodontal regeneration

Received Date: Aug 25, 2021

Revised Date: Sep 20, 2021

Accepted Date: Nov 3, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.38

Correspondence to :

Wichaya Wisitrasameewong , Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Wangmai, Patumwan, Bangkok, 10330, Thailand. Tel: 02-218-8849 Fax: 02-218-8851 E-mail: wichaya.w@chula.ac.th

Introduction

Periodontitis is a chronic inflammatory disease resulting from the host response against bacterial plaque and its components, which can be modified by genetic and environmental factors. The disease is characterized by destruction of periodontium including gingiva, periodontal ligament, cementum and alveolar bone. Alveolar bone resorption, a hallmark of periodontitis, can eventually lead to tooth loss in severe cases.¹ The aims of periodontal treatment are not only to eliminate inflammation and infection, but also to regenerate structures and function of the destructed periodontal tissues. Periodontal regenerative therapy is, therefore, the treatment of choice whenever possible. However, the treatment outcome of current approaches including guided tissue regeneration (GTR) and guided bone regeneration (GBR) with available biomaterials is limited.^{2,3} Studies have identified various factors affecting the treatment outcomes. Although satisfied results have been clinically demonstrated in some cases, complete periodontal regeneration is rarely obtained histologically.² The use of biological proteins, such as enamel matrix derivative (EMD), recombinant human platelet-derived growth factor (rhPDGF) and recombinant human bone morphogenetic protein (rhBMP), have been investigated to achieve periodontal tissue regeneration.⁴

Bone morphogenetic protein-2 (BMP-2) has gained interest in the field of periodontology due to its osteogenic potential. It was demonstrated that BMP-2 has an ability to stimulate intramembranous bone formation without an endochondral intermediate⁵, and also cementogenesis.⁶ The stimulatory effect of BMP-2 on periodontal ligament (PDL) formation is, however, controversial.^{5,7} Nevertheless, early studies on animals have suggested the potential of BMPs in enhancing periodontal regeneration.⁷ Clinically, the therapeutic use of recombinant human BMP-2 (rhBMP-2) was approved by the U.S. Food and Drug Administration (FDA) and the products are commercially available. However, clinical outcomes regarding the use of rhBMP-2 are inconsistent. This is probably due to its short half-life *in vivo*. In addition, similar to other therapeutic proteins, information on dosage and long-term effects of rhBMP-2 is still lacking.^{4,8}

Gene therapy is, therefore, in the spotlight as an alternative to therapeutic proteins.⁹ Messenger ribonucleic acid (mRNA)-based therapy, in comparison to deoxyribonucleic acid (DNA)-based therapy, overcomes the need for nuclear localization and does not integrate into the host chromosomes. Additionally, the use of mRNA is safer since mRNA translation is transient and sustained for a short period of time before completely degraded through physiologic pathways.¹⁰ The major limitations of mRNA in aspects of immunogenicity and instability were overcome by incorporating modified nucleosides in mRNA and using appropriate delivery systems.¹¹ The incorporation of N1-methylpseudouridine (m1Ψ) outperformed other modifications in terms of high translational capacity and reduced innate immune responses among the other modifications studied.¹² The use of lipid encapsulation as a carrier could improve mRNA stability by ensuring protection from extracellular RNase degradation while also facilitating the cellular uptake of mRNA and subsequently endosomal escape.¹³ In this regard, lipids and lipid-like materials, such as lipofectamine, have been used for mRNA delivery both *in vitro* and *in vivo* studies. They could provide successful mRNA transfection and protein production in multiple cell types, including fibroblasts and other periosteal cells.^{14,15} Besides lipids, sucrose citrate buffer has also been investigated and satisfying results have been reported.¹⁶⁻¹⁸ Promising results of mRNA technology from multiple preclinical studies in the field of tissue regeneration¹⁹⁻²⁴, mRNA encoding vascular endothelial growth factor A (VEGF-A) have now been under clinical trials, aiming to develop regenerative therapies for the treatment of cardiometabolic diseases.^{25,26} Nevertheless, the use of nucleoside modified mRNA has never been investigated in the field of periodontal tissue regeneration.

Taking the potential of mRNA-based therapy into account, a mRNA encoding specific growth factor could be a promising alternative for regenerative periodontal therapy. Our research team has developed nucleoside-modified mRNA encoding BMP-2 and successfully demonstrated its transfection and expression into target cells *in vitro*. It was hypothesized that this nucleoside-modified mRNA encoding BMP-2 could be delivered into gingiva and translated into protein *in vivo*. Therefore, in this study, it was proposed

to investigate the effect of local delivery of m1Ψ-BMP-2 mRNA on BMP-2 protein expression and inflammatory response in gingiva. Two different delivery systems including sucrose citrate buffer and Lipofectamine® 2000 were tested.

Materials and methods

Construction of modified mRNA encoding BMP-2

Nucleotide sequences of human BMP-2 were designed by Prof. Rangsin Mahanonda and her team. In collaboration, the synthesis of N1-methylpseudouridine modified mRNA was kindly provided by Dr. Norbert Pardi from University of Pennsylvania.²⁷

Animals

Animal care and use protocol and ethical approval were obtained from the Institute of Animal Care and Use Committee of the Faculty of Tropical Medicine, Mahidol University (FTM-IACUC) and the Ethics committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University. Wild-type Sprague-Dawley male rats, aged 6-weeks-old, were purchased from Nomura Siam International Co., Ltd. (Bangkok, Thailand) and were adopted in conventional animal housing with a 12-h light-dark cycle at constant temperature for one week before beginning the experiment. The number of rats per group was three (based on a previous study).²⁸

Delivery of mRNA encoding BMP-2 with sucrose citrate buffer or Lipofectamine® 2000 into rat gingiva

Animals were anaesthetized with sodium pentobarbital (50 mg/kg body weight). Animals were randomly assigned into four groups (N = 3 rats/group) using different delivery systems: 1) m1Ψ-BMP-2 mRNA in Dulbecco's phosphate-buffered saline (dPBS) 2) m1Ψ-BMP-2 mRNA in sucrose citrate buffer 3) m1Ψ-BMP-2 mRNA complexed with Lipofectamine® 2000 (Invitrogen™) according to the manufacturer's instructions, and 4) dPBS alone without m1Ψ-BMP-2 mRNA as a negative control.

The 30 μg of m1Ψ-BMP-2 mRNA was prepared in dPBS, sucrose citrate buffer or Lipofectamine® 2000. All rats received an intragingival injection of the solution of m1Ψ-BMP-2 mRNA with different carriers at the tissue

on the palatal side, using needle gauge 31 under the loupe magnification. The injection was performed at six sites (Fig. 1A) with the volume of 6 μl solution, which contains 5 μg m1Ψ-BMP-2 mRNA, per site. A total volume of 36 μl solution was given to each rat.

Preparation of gingival tissue homogenates and measurement of protein expression *in vivo*

For analysis, the rats were sacrificed at 24-hr post-injection. Palatal gingival tissues were collected by #15C blade (Fig. 1B). The gingival tissues were weighed and homogenized with a Dounce glass homogenizer in phosphate-buffered saline (PBS) supplemented with 0.05% Tween-20, phenylmethyl sulfonyl fluoride (1 mmol/L; Sigma, St. Louis, MO, USA), and protease inhibitor cocktail (Sigma, St. Louis, MO, USA).²⁹ The homogenates were centrifuged, and the supernatants were collected for further protein analysis.

The total protein in tissue homogenates were measured using a BCA protein assay kit (Pierce™ BCA Protein Assay; Thermo scientific, Co., Ltd., Rockford, IL USA). The production of human BMP-2 protein and pro-inflammatory cytokines including rat interleukin-1β (IL-1β), rat tumor necrosis factor-α (TNF-α), and rat interleukin-6 (IL-6) were determined by commercially available enzyme-linked immunosorbent assay (ELISA) kits (Quantikine® ELISA; R&D Systems, Inc., Minneapolis, MN, USA). The ELISA kits were performed according to the manufacturer's protocols. The results were presented as the amount of interested growth factor or proinflammatory cytokines per total protein.

Statistical analysis

The statistical software SPSS version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) was used for data analysis. Normal distribution of data was evaluated by the Shapiro-Wilk normality test. The non-parametric Kruskal-Wallis test with Dunn's correction (followed by pairwise comparisons) was performed between groups and multiple groups comparisons, respectively. For all statistical analysis, a p-value less than 0.05 was considered statistically significant.

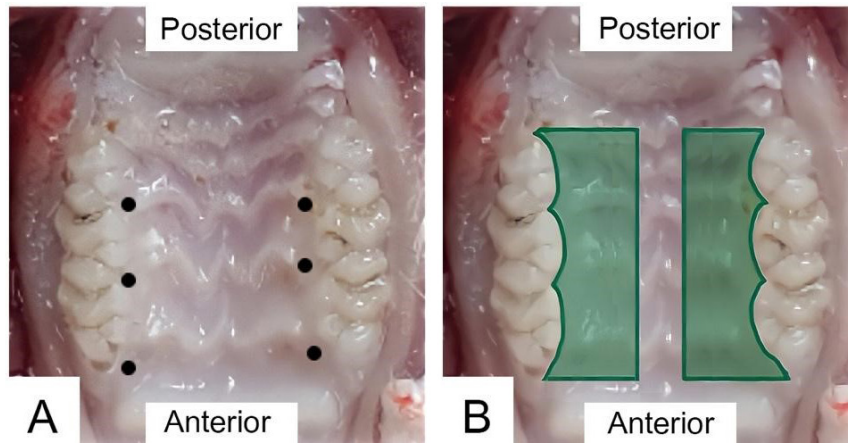


Figure 1 Diagram of rat maxillary teeth: Gingival injection was performed 6 sites per rat. (A) Black dot indicated site for gingival injection. (B) Green line outlined the part of palatal gingiva that was collected

Results

Mean BMP-2 protein levels in the sites injected with m1 Ψ -BMP-2 mRNA regardless of the delivery system were significantly elevated after administration, compared with dPBS alone ($p < 0.05$). The baseline level of BMP-2 protein in rat gingival tissues was very low and unable to be detected. The highest BMP-2 protein expression in gingival tissue was observed in a rat injected with m1 Ψ -BMP-2 mRNA in Lipofectamine[®] 2000 (499.46 ± 108.61 pg/mg), followed by dPBS (308.62 ± 27.81 pg/mg) and sucrose citrate buffer (139.22 ± 125.85 pg/mg). However, only Lipofectamine[®]

2000 and sucrose citrate buffer showed a statistically significant difference among the three delivery systems ($p < 0.05$) (Fig. 2A).

Furthermore, the effects of intragingival injection of m1 Ψ -BMP-2 mRNA on the gingival levels of IL-1 β , TNF- α and IL-6 was also evaluated. There was no statistically significant difference in gingival levels of IL-1 β , TNF- α and IL-6 among the groups. In all the groups, the amount of IL-1 β was less than 100 pg/mg of total protein (Fig. 2B). Neither TNF- α nor IL-6 was detected. Data was not shown.

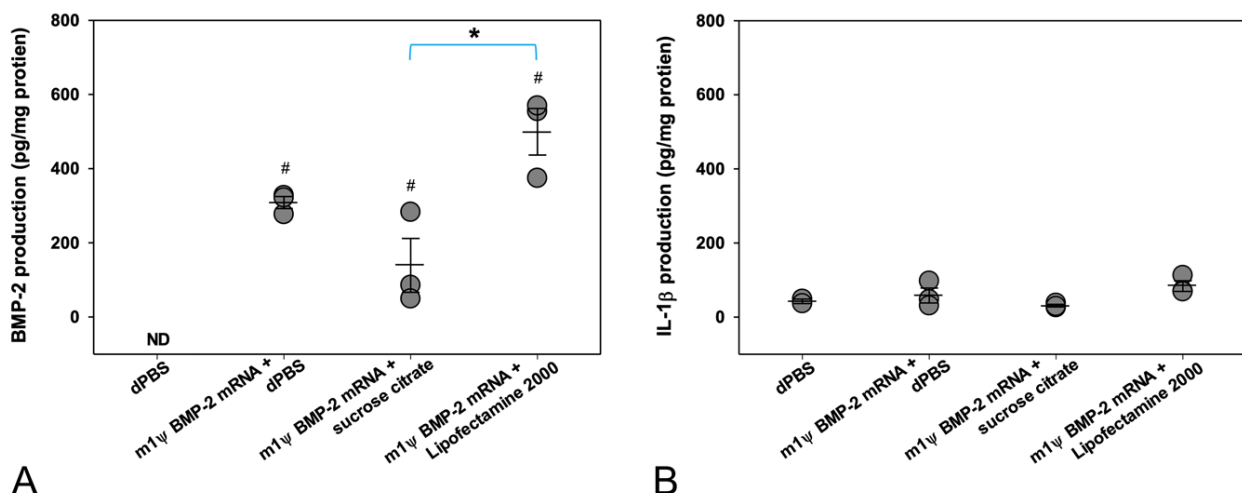


Figure 2 In vivo production of (A) BMP-2 protein and (B) IL-1 Ψ in rat gingiva at 24 hours after intragingival injection with dPBS alone and m1 β -BMP-2 mRNA in different delivery systems. Data shown are mean $\pm$ SE ($n=3$, each dot represents the data of each rat, # significantly different compared to dPBS alone, * significant difference) (ND = not detected)

Discussion

This is the first study demonstrated the *in vivo* expression of translated human BMP-2 upon intragingival injection with m1 Ψ -BMP-2 mRNA. Superior protein level was observed when Lipofectamine[®] 2000 was used as a delivery system compared to sucrose citrate buffer and dPBS. The higher level of BMP-2 protein expression is probably due to lipid encapsulation that could promote mRNA stability, cellular uptake and prevent mRNA degradation by serum endonuclease.³⁰ In addition, low immunogenicity of m1 Ψ -BMP-2 mRNA complexed with Lipofectamine[®] 2000 was demonstrated, as the amount of IL-1 β was low and no measurable increase of TNF- α and IL-6 was detected. The larger number of protein samples could possibly increase the sensitivity of ELISA. However, the gingival tissues harvested from the rat were limited. Further investigations, such as a PCR assay, could be performed in order to determine the precise amount of pro-inflammatory cytokines production. These findings are in line with our previous *in vitro* study in human periodontal ligament cells (hPDL). When hPDL cells were transfected with m1 Ψ -BMP-2 mRNA in Lipofectamine[®] 2000, the extracellular concentration of BMP-2 in supernatants collected from the transfected cells was higher compared to cells transfected with Lipofectamine[®] 2000 alone without an effect on cell viability.³¹ Although the lipid-based delivery systems offer an efficient vehicle for mRNA delivery, toxicity regarding their use has been reported. Intracardiac delivery of mRNA with Lipofectamine[®] possibly increases apoptosis in cardiac cells around the injected site *in vivo* as compared to naked mRNA and mRNA in sucrose citrate buffer.¹⁶ Additional experiments might be needed to verify the toxicity of Lipofectamine[®] 2000 when delivered intragingivally.

Few studies suggested that mRNA could be effectively delivered without the need for lipid carriers.^{16,18} Sultana and colleague reported that intracardiac injection of modified mRNA encoding VEGF-A in sucrose citrate buffer in mice resulted in the highest protein translation when compared to other methods including lipid carrier.¹⁶ Nevertheless, our results were in contrast to previous

studies. We found that the level of human BMP-2 protein from m1 Ψ -BMP-2 mRNA prepared in sucrose citrate buffer was not statistically different from the control. It is possible that the delivery of mRNA into different target tissues resulted in different patterns of translated protein expression. Therefore, more studies are required in order to identify the most efficient mRNA delivery systems that are both safe and lead to high protein production in gingival tissues.

mRNA technology could undoubtedly be a novel treatment platform for periodontal regeneration. In comparison to recombinant proteins, mRNAs is more stable, has a lower immunogenicity, a longer half-life, and lower production cost.³² Furthermore, recombinant proteins could stimulate host immune responses, leading to rapid degradation and, thus, will need repetitive administration. Hence, the future direction in development of this mRNA therapeutic platform for periodontal treatment should focus on its pharmacokinetic. The kinetic properties of protein in terms of the duration of action and extent of production can be further investigated in order to optimize proper delivery systems to create a sustainable protein expression and to avoid possible complications. Moreover, mRNA technology should be tested in larger sample sizes to obtain essential information regarding the efficacy and safety of mRNA therapeutic platforms before being used in clinical trials.

Conclusion

This *in vivo* study has demonstrated the possibility of using intragingival injection of m1 Ψ -BMP-2 mRNA to induce human BMP-2 proteins production in rat gingival tissue without stimulation local tissue inflammation. In comparison with sucrose citrate buffer and dPBS, m1 Ψ -BMP-2 mRNA complexed with Lipofectamine[®] 2000 resulted in the highest amount of translated human BMP-2 protein expression. These preliminary data suggest the potential application of the IVT nucleoside-modified mRNA as a novel therapeutics platform for periodontal tissue regeneration. However, further studies with larger sample size are required.

Acknowledgements

This study was supported by the Program Management Unit for Human Resources & Institutional Development, Research and Innovation - CU (B05F630075), Thailand Science Research and Innovation (DIG6280002), Chulalongkorn Academic Advancement into Its 2nd Century Project and Grants for Development of New Faculty Staff, Ratchadaphiseksomphot Endowment Fund.

References

- Kornman KS. Mapping the pathogenesis of periodontitis: a new look. *J Periodontol* 2008;79(8S):1560-8.
- Sculean A, Nikolidakis D, Nikou G, Ivanovic A, Chapple IL, Stavropoulos A. Biomaterials for promoting periodontal regeneration in human intrabony defects: a systematic review. *Periodontol* 2000 2015;68(1):182-216.
- Jepsen S, Schwarz F, Cordaro L, Derks J, Hämmerle CH, Heitz-Mayfield LJ, et al. Regeneration of alveolar ridge defects. Consensus report of group 4 of the 15th European Workshop on Periodontology on Bone Regeneration. *J Clin Periodontol* 2019;46:277-86.
- Suárez-López del Amo F, Monje A, Padial-Molina M, Tang Z, Wang H-L. Biologic agents for periodontal regeneration and implant site development. *Biomed Res Int* 2015;2015:957518.
- Oortgiesen DA, Walboomers XF, Bronckers AL, Meijer GJ, Jansen JA. Periodontal regeneration using an injectable bone cement combined with BMP-2 or FGF-2. *J Tissue Eng Regen Med* 2014;8(3):202-9.
- Sorensen RG, Wikesjö UM, Kinoshita A, Wozney JM. Periodontal repair in dogs: evaluation of a bioresorbable calcium phosphate cement (Ceredex™) as a carrier for rhBMP-2. *J Clin Periodontol* 2004;31(9):796-804.
- Blumenthal NM, Koh-Kunst G, Alves ME, Miranda D, Sorensen RG, Wozney JM, et al. Effect of surgical implantation of recombinant human bone morphogenetic protein-2 in a bioabsorbable collagen sponge or calcium phosphate putty carrier in intrabony periodontal defects in the baboon. *J Periodontol* 2002;73(12):1494-506.
- Kao RT, Nares S, Reynolds MA. Periodontal regeneration—intrabony defects: a systematic review from the AAP regeneration workshop. *J Periodontol* 2015;86:S77-S104.
- Dunbar CE, High KA, Joung JK, Kohn DB, Ozawa K, Sadelain M. Gene therapy comes of age. *Science* 2018;359(6372):eaan4672.
- Hajj KA, Whitehead KA. Tools for translation: non-viral materials for therapeutic mRNA delivery. *Nat Rev Mater* 2017;2(10):1-17.
- Karikó K, Buckstein M, Ni H, Weissman D. Suppression of RNA recognition by Toll-like receptors: the impact of nucleoside modification and the evolutionary origin of RNA. *Immunity* 2005;23(2):165-75.
- Andries O, McCafferty S, De Smedt SC, Weiss R, Sanders NN, Kitada T. N1-methylpseudouridine-incorporated mRNA outperforms pseudouridine-incorporated mRNA by providing enhanced protein expression and reduced immunogenicity in mammalian cell lines and mice. *J Control Release* 2015;217:337-44.
- Mintzer MA, Simanek EE. Nonviral vectors for gene delivery. *Chem Rev* 2009;109(2):259-302.
- Mandal PK, Rossi DJ. Reprogramming human fibroblasts to pluripotency using modified mRNA. *Nat Protoc* 2013;8(3):568.
- Umrath F, Steinle H, Weber M, Wendel H-P, Reinert S, Alexander D, et al. Generation of iPSCs from jaw periosteal cells using self-replicating RNA. *Int J Mol Sci* 2019;20(7):1648.
- Sultana N, Magadum A, Hadas Y, Kondrat J, Singh N, Youssef E, et al. Optimizing cardiac delivery of modified mRNA. *Mol Ther* 2017;25(6):1306-15.
- Magadum A, Singh N, Kurian AA, Sharkar MTK, Chepurko E, Zangi L. Ablation of a single N-glycosylation site in human FSTL 1 induces cardiomyocyte proliferation and cardiac regeneration. *Mol Ther Nucleic Acids* 2018;13:133-43.
- Carlsson L, Clarke JC, Yen C, Gregoire F, Alberly T, Billger M, et al. Biocompatible, purified VEGF-A mRNA improves cardiac function after intracardiac injection 1 week post-myocardial infarction in swine. *Mol Ther Methods Clin Dev* 2018;9:330-46.
- Zangi L, Lui KO, Von Gise A, Ma Q, Ebina W, Ptaszek LM, et al. Modified mRNA directs the fate of heart progenitor cells and induces vascular regeneration after myocardial infarction. *Nat Biotechnol* 2013;31(10):898.
- Khorsand B, Elangovan S, Hong L, Dewerth A, Kormann MS, Salem AK. A comparative study of the bone regenerative effect of chemically modified RNA encoding BMP-2 or BMP-9. *AAPS J* 2017;19(2):438-46.
- Yu Z, Witman N, Wang W, Li D, Yan B, Deng M, et al. Cell-mediated delivery of VEGF modified mRNA enhances blood vessel regeneration and ameliorates murine critical limb ischemia. *J Control Release* 2019;310:103-14.
- Almqvist J, Rikard SM, Wågberg M, Bruce AC, Gennemark P, Fritsche-Danielson R, et al. Model-Based Analysis Reveals a Sustained and Dose-Dependent Acceleration of Wound Healing by VEGF-A mRNA (AZD8601). *CPT Pharmacometrics Syst Pharmacol* 2020;9(7):384-94.
- Rizvi F, Everton E, Smith AR, Liu H, Osota E, Beattie M, et al. Murine liver repair via transient activation of regenerative pathways

- in hepatocytes using lipid nanoparticle-complexed nucleoside-modified mRNA. *Nat Commun* 2021;12(1):1-10.
24. Szőke D, Kovács G, Kemecei É, Bálint L, Szoták-Ajtay K, Aradi P, *et al.* Nucleoside-modified VEGFC mRNA induces organ-specific lymphatic growth and reverses experimental lymphedema. *Nat Commun* 2021;12(1):1-18.
25. Gan L-M, Lagerström-Fermér M, Carlsson LG, Arfvidsson C, Egnell A-C, Rudvik A, *et al.* Intradermal delivery of modified mRNA encoding VEGF-A in patients with type 2 diabetes. *Nat Commun* 2019;10(1):1-9.
26. Anttila V, Saraste A, Knuuti J, Jaakkola P, Hedman M, Svedlund S, *et al.* Synthetic mRNA encoding VEGF-A in patients undergoing coronary artery bypass grafting: design of a phase 2a clinical trial. *Mol Ther Methods Clin Dev* 2020;18:464-72.
27. Pardi N, Secreto AJ, Shan X, Debonera F, Glover J, Yi Y, *et al.* Administration of nucleoside-modified mRNA encoding broadly neutralizing antibody protects humanized mice from HIV-1 challenge. *Nat Commun* 2017;8(1):1-8.
28. Pardi N, Tuyishime S, Muramatsu H, Kariko K, Mui BL, Tam YK, *et al.* Expression kinetics of nucleoside-modified mRNA delivered in lipid nanoparticles to mice by various routes. *J Control Release* 2015;217:345-51.
29. Kawai T, Matsuyama T, Hosokawa Y, Makihiro S, Seki M, Karimbux NY, *et al.* B and T lymphocytes are the primary sources of RANKL in the bone resorptive lesion of periodontal disease. *Am J Pathol* 2006;169(3):987-98.
30. Kowalski PS, Rudra A, Miao L, Anderson DG. Delivering the messenger: advances in technologies for therapeutic mRNA delivery. *Mol Ther* 2019;27(4):710.
31. Kulthanaamondhita P, Champaiboon C, Sa-Ard-Iam N, Rerkyen P, Chanamuangkun T, Mahanonda R. Utilization of modified mRNA encoding bone morphogenetic protein-2 for periodontal regeneration: an *in vitro* study. Proceedings of RSU International Research Conference (2020) Pathum Thani, Thailand. 2020.
32. Magadum A, Kaur K, Zangi L. mRNA-based protein replacement therapy for the heart. *Mol Ther* 2019;27(4):785-93.

Stress and Burnout of Undergraduate Dental Students in Chulalongkorn University during COVID-19 Pandemic

Keskanya Subbalekha¹, Masron Yuera², Ratchanon Chanpeng², Win Suwannarat²,
Pagaporn Pantumwadee Pisarnturakit³

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

²Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

³Department of Community Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

The challenge in dental curriculum brings a stressful learning environment. To be competent in patient treatment, adequate practicing time is required. The COVID-19 pandemic control strategies including city lockdown may impact the mental health status of dental students. Therefore, this cross-sectional study was performed to survey the prevalence and the impact of COVID-19 pandemic on stress and burnout of undergraduate dental students (UG). The UG studying at the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (FDCU) in the academic year 2020 were invited to participate. The self-reported questionnaire was distributed online during 23rd June – 05th July 2021. The stress and burnout level was measured using a specific Thai language questionnaire. Demographic data, personality type, and the level of COVID-19 impaction on the UG's mental health were also collected. Descriptive statistics and ordinal logistic regression were used to investigate the associated factors of stress and burnout with a significance at p -value<0.05. The number of respondents was 180 (30 % response rate), 122 (67.8 %) were female, mean age 21.7 years. The participants who had job stress, began to burnout, and burnout were 66 (36.7 %), 39 (21.7 %), and 36 (20 %), respectively. The attitude during their study was the greatest odds of association with stress and burnout, while the personality type and exercise frequency were also associated factors. The worry of unable to complete the clinical requirements due to COVID-19 lockdown had the highest impact on the 4th and 5th year UG. In conclusions, around 80 % of UG of FDCU had stress and 40 % was classified as burnout. Several associated factors of stress and burnout were identified. The consequences of COVID-19 outbreak impacted the stress level. These results suggest an urgent need to support the UG to improve their mental well-being and quality of life.

Keywords: Burnout, COVID-19, Dental Students, Pandemic, Stress

Received Date: Sep 20, 2021

Revised Date: Oct 8, 2021

Accepted Date: Nov 12, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.39

Correspondence to :

Keskanya Subbalekha, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri-Dunant Road, Patumwan, Bangkok 10330, Thailand E-mail: skeskanya@gmail.com

Introduction

Dental students usually undergo a highly stressful educational environment. As a consequence of the professional requirements, they are challenged to be skillful in both theoretical knowledge and clinical practice. The clinical clerkship, including patient communication and management, face-to-face clinical practice, patient anxiety, limited intraoral accessibility, time pressure, defective instruments, inadequate instruments, as well as the lack of operative skill are potential stressors.^{1,2} As a result of prolonged and unmanageable stress, dental students may be at risk of developing a burnout syndrome.

Stress is a complex subjective phenomenon with multivariate processes that result from a broad system of variables involving inputs, outputs, and the mediating activities of appraisal and coping.³ Burnout is a physical and mental exhaustion commonly related to uncontrollable prolonged excessive workload.¹ There are 3 critical dimensions of this response, including emotional exhaustion, cynicism (a distant attitude toward the job), and reduced professional efficacy.⁴ Stress is positively related to emotional exhaustion and depersonalisation and negatively related to personal accomplishment.⁵ A number of studies reported the high prevalence of burnout in dentists and dental students.^{1,2,6,7} For example, 52, 42.3, and 17.8 % of undergraduate dental students (UG) had emotional exhaustion, high stress, and burnout.¹ Long-term burnout tends to lead to significant long-term effects on the career adaptation.⁸ Moreover, other negative consequences of burnout included treatment error, poor quality of life, lack of academic or career achievement, alteration of their current major study, considering dropping out of school, depression, and suicidal ideation.⁹⁻¹²

COVID-19, an emerging severe acute respiratory disease, has been widely spread throughout the world and become a public health emergency of international concern since late 2019.¹³ It is commonly transmitted from infected person to other persons via hands, saliva, nasal droplets, and surface contacts.¹⁴ The daily routine works of dental practitioners are in close contact with patients and unavoidable exposure to aerosol and droplets splashing

out of patients' oral cavity.^{15,16} Thus the risk of contracting the disease can be high among dental practitioners. Dental education in the COVID-19 outbreak area was also affected: all lectures, seminar, and meeting were transformed from face-to-face to be online, while laboratory and clinical practices were postponed. These situations caused some degree of mental illness in dental students.¹⁷⁻¹⁹

Several studies indicated the stress and burnout among UG. Previous study reported a high prevalence of stress in Thai UG²⁰; however, the prevalence of burnout has never been studied in Thai UG. Moreover, the impact of COVID-19 pandemic on UG's stress should be clarified. The aims of this study were 1) to investigate the prevalence of stress and burnout in UG and 2) to study the impact of COVID-19 on their stress.

Materials and methods

This cross-section observational study was approved by the Human Research Ethics Committee of the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (HREC-DCU 2021-029) and registered at the Thai Clinical Trials Registry (TCTR20210430005). The STROBE guidelines and the Helsinki Declaration guidelines were followed.

Data collection

All UG studying in the Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University (FDCU) in the academic year 2020 were invited to participate. The self-administered questionnaires were distributed online during June, 23rd to July, 5th 2021. The incomplete answering questionnaires were excluded.

Stress and burnout survey

The questionnaire was divided into 2 main sections. The first section was the demographic data, including sex, age, religion, hometown, current academic year of study, monthly expense allowance, residential status, people whom they were staying with, frequency of exercise, laboratory practice hours, hours of sleep, time spent for traveling to the FDCU, attitude toward dental occupation, family support, and relationships with classmates.

The second section comprised the following 2 instruments:

1) The Maudsley personality inventory (MPI), developed by Eysenck²¹ and translated into the Thai language by Professor Dr.Nuntika Thavichachart.²² The extraversion (E) scale is a measure of social extroversion or sociability, while the neuroticism (N) scale measures the neurotic tendency. The MPI consists of 24 E-scale items and 24 N-scale items. Two points are given to the specified response scale, 1 point to the designated response scale of “Not sure”, and 0 score for “No”. Therefore, the possible range of scores on the E and N scales is between 0 and 48. The score 0-24 indicates “Introvert” in E scale and “Stable” in N scale, while scores 25-48 indicates “Extrovert” in E scale and “Neuroticism” in N scale. The reliability of Thai MPI was 0.72.²²

2) The stress and burnout measurement modified from the Maslach Burnout Inventory (MBI) by Professor Dr.Nuntika Thavichachart. The reliability was 0.84.²² The agreement of both instruments was tested in 15 UG and resulted in a Kappa value of 0.613 which revealed a substantial agreement according to Anthony *et al.*²³ This questionnaire is composed of 20 items, scoring from 0-4 in each item. The level of stress and burnout is classified as: score 0-25 = Can cope with stress, 26-40 = Job stress, 41-55 = Begin to burnout, 56-80 = Burnout.

Since this study was performed in the 3rd outbreak of COVID-19 pandemic in Thailand, the lecture was held online and the laboratory/clinical practices were not available. These COVID-19 consequences might have some

impacts on the UG’s mental health, therefore 8 items about the COVID-19 situations were included. Participants were asked to rate 1-5 according to the level of impactation (1= the lowest impact and 5 = the highest impact). All participants were asked to rate 7 items except the item “worry of unable to complete the clinical requirements” that would be rated by the 4th- and 5th-year UG only.

Statistical analysis

The data were analyzed using IBM SPSS Statistics version 25 (IBM, Armonk, NY, USA) and Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, DC, USA). Descriptive statistics was used to analyse the data and ordered logistic regression analyses were executed to investigate the associated factors of stress and burnout. A value of $p < 0.05$ was considered statistically significant.

Results

Demographic data

Total participants were 180 (29.7 % response rate), including 80 preclinical students (1st to 3rd-year) and 100 clinical students (4th to 6th-year). The average age was 21.70±SD 1.62 years (range 18-25 years). Of all participants, 67.8 % were female, 85.6 % had a GPA of 3.00-4.00, 7.8 % were Buddhism, 63.3 % were Bangkok natives, 68.9 % stayed in their own accommodation, and 45.6 % stayed with their parents, while 30 % were alone. Sixty percent of them were able to reach the FDCU within 30 minutes in the morning. Normally, the allowance per month was of 5,000 to 10,000 Thai Baht. (Table 1)

Table 1 Characteristics of participants and stress levels

Characteristics		Number (% of the same class)				Total=180	Proportion (%) of all participants
		Can cope with stress	Job stress	Begin to burnout	Burnout		
		Total=39	Total=66	Total=39	Total=36		
Academic year	1 st	7 (41.2)	5 (29.4)	5 (29.4)	0 (0)	17 (100)	17/180 (9.4)
	2 nd	7 (24.1)	10 (34.5)	5 (17.2)	7 (24.1)	29 (100)	29/180 (16.1)
	3 rd	6 (17.6)	11 (32.4)	7 (20.6)	10 (29.4)	34 (100)	34/180 (18.9)
	4 th	5 (13.5)	13 (35.1)	9 (24.3)	10 (27.0)	37 (100)	37/180 (20.6)

Table 1 Characteristics of participants and stress levels (cont.)

Characteristics		Number (% of the same class)				Total=180	Proportion (%) of all participants
		Can cope with stress	Job stress	Begin to burnout	Burnout		
		Total=39	Total=66	Total=39	Total=36		
Academic year	5 th	8 (18.2)	18 (40.9)	11 (25.0)	7 (15.9)	44 (100)	44/180 (24.4)
	6 th	6 (31.6)	9 (47.4)	2 (10.5)	2 (10.5)	19 (100)	19/180 (10.6)
Sex	Male	16 (27.6)	21 (36.2)	11 (19.0)	10 (17.2)	58 (100)	58/180 (32.2)
	Female	23 (18.9)	45 (36.9)	28 (23.0)	26 (21.3)	122 (100)	122/180 (67.8)
Religion	Buddhism	35 (22.2)	58 (36.7)	36 (22.8)	29 (18.4)	158 (100)	158/180 (87.8)
	Islam	1 (33.3)	2 (66.7)	0 (0)	0 (0)	3 (100)	3/180 (1.7)
	Christian	0 (0)	3 (60.0)	0 (0)	2 (40.0)	5 (100)	5/180 (2.8)
	Irreligion	3 (21.4)	3 (21.4)	3 (21.4)	5 (35.7)	14 (100)	14/180 (7.8)
Hometown	Bangkok	27 (23.7)	33 (28.9)	27 (23.7)	27 (23.7)	114 (100)	114/180 (63.3)
	Perimeters area ^a	3 (9.1)	19 (57.6)	6 (18.2)	5 (15.2)	33 (100)	33/180 (18.3)
	Other provinces	9 (27.3)	14 (42.4)	6 (18.2)	4 (12.1)	33 (100)	33/180 (18.3)
Accommodation	My own/ parent's	24 (19.4)	41 (33.1)	31 (25.0)	28 (22.6)	124 (100)	124/180 (68.9)
	University dorm	5 (55.6)	2 (22.2)	1 (11.1)	1 (11.1)	9 (100)	9/180 (5.5)
	Rental apartment	10 (21.3)	23 (48.9)	7 (14.9)	7 (14.9)	47 (100)	47/180 (25.6)
Staying with	Parents	20 (24.4)	24 (29.3)	21 (25.6)	17 (20.7)	82 (100)	82/180 (45.6)
	Alone	12 (22.2)	22 (40.7)	10 (18.5)	10 (18.5)	54 (100)	54/180 (30.0)
	Friends	5 (31.3)	8 (50.0)	2 (12.5)	1 (6.3)	16 (100)	16/180 (8.9)
	Siblings	0 (0)	8 (53.3)	2 (13.3)	5 (33.3)	15 (100)	15/180 (8.3)
	Relatives	2 (15.4)	4 (30.8)	4 (30.8)	3 (23.1)	13 (100)	13/180 (7.2)
Travelling time in the morning (minutes)	< 15	9 (24.3)	17 (45.9)	3 (8.1)	8 (21.6)	37 (100)	37/180 (20.6)
	15 to 30	17 (23.9)	20 (28.2)	18 (25.4)	16 (22.5)	71 (100)	71/180 (39.4)
	31 to 60	10 (20.4)	18 (36.7)	14 (28.6)	7 (14.3)	49 (100)	49/180 (27.2)
	> 60	3 (13.0)	11 (47.8)	4 (17.4)	5 (21.7)	23 (100)	23/180 (12.8)
Allowance per month (THB)	< 5,000	9 (21.4)	14 (33.3)	8 (19.0)	11 (26.2)	42 (100)	42/180 (23.3)
	5,000-10,000	16 (20.3)	28 (35.4)	24 (30.4)	11 (13.9)	79 (100)	79/180 (43.9)
	10,001-20,000	14 (26.9)	21 (40.4)	5 (9.6)	12 (23.1)	52 (100)	52/180 (28.9)
	> 20,000	0 (0)	3 (42.9)	2 (28.6)	2 (28.6)	7 (100)	7/180 (3.9)
GPA	Unwilling to answer	2 (50.0)	0 (0)	0 (0)	2 (50.0)	4 (100)	4/180 (2.2)
	2.00-2.99	2 (9.1)	9 (40.9)	3 (13.6)	8 (36.4)	22 (100)	22/180 (12.2)
	3.00-4.00	35 (22.7)	57 (37.0)	36 (23.4)	26 (16.9)	154 (100)	154/180 (85.6)
Exercise frequency	<Once/month	12 (16.2)	26 (35.1)	14 (18.9)	22 (29.7)	74 (100)	74/180 (41.1)
	Once/month	7 (15.6)	20 (44.4)	12 (26.7)	6 (13.3)	45 (100)	45/180 (25.0)
	Once/week	14 (34.1)	15 (36.6)	9 (22.0)	3 (7.3)	41 (100)	41/180 (22.8)
	At least three times/week	6 (30.0)	5 (25.0)	4 (20.0)	5 (25.0)	20 (100)	20/180 (11.1)
Laboratory work (hours per day)	None	13 (29.5)	14 (31.8)	9 (20.5)	8 (18.2)	44 (100)	44/180 (24.4)
	<1	3 (17.6)	6 (35.3)	2 (11.8)	6 (35.3)	17 (100)	17/180 (8.9)

Table 1 Characteristics of participants and stress levels (cont.)

Characteristics		Number (% of the same class)				Total=180	Proportion (%) of all participants
		Can cope with stress	Job stress	Begin to burnout	Burnout		
		Total=39	Total=66	Total=39	Total=36		
Laboratory work (hours per day)	1	1 (12.5)	4 (50.0)	2 (25.0)	1 (12.5)	8 (100)	8/180 (5.0)
	2	8 (25.0)	16 (50.0)	4 (12.5)	4 (12.5)	32 (100)	32/180 (17.8)
	3	12 (20.0)	16 (26.7)	20 (33.3)	12 (20.0)	60 (100)	60/180 (33.3)
	>3	2 (10.5)	10 (52.6)	2 (10.5)	5 (26.3)	19 (100)	19/180 (10.6)
Sleeping hours (per night)	<4	1 (50.0)	0 (0)	0 (0)	1 (50.0)	2 (100)	2/180 (1.1)
	4-6	10 (16.9)	22 (37.3)	14 (23.7)	13 (22.0)	59 (100)	59/180 (32.8)
	6-8	25 (22.3)	42 (37.5)	24 (21.4)	21 (18.8)	112 (100)	112/180 (62.2)
	>8	3 (42.9)	2 (28.6)	1 (14.3)	1 (14.3)	7 (100)	7/180 (3.9)
The decision of studying was led by	Myself	39 (25.0)	53 (34.0)	32 (20.5)	32 (20.5)	156 (100)	156/180 (86.7)
	Parents	0 (0)	10 (52.6)	5 (26.3)	4 (21.1)	19 (100)	19/180 (10.6)
	Friends	0 (0)	3 (60.0)	2 (40.0)	0 (0)	5 (100)	5/180 (2.8)
Current attitude	Still want to be a dentist	38 (34.9)	41 (37.6)	18 (16.5)	12 (11.0)	109 (100)	109/180 (60.6)
	Unsure	1 (1.9)	22 (41.5)	19 (35.8)	11 (20.8)	53 (100)	53/180 (29.4)
	Prefer not to be a dentist	0 (0)	3 (16.7)	2 (11.1)	13 (72.2)	18 (100)	18/180 (10.0)
Psychological support from the family	Well supported	35 (22.6)	57 (36.8)	34 (21.9)	29 (18.7)	155 (100)	155/180 (86.1)
	Moderately supported	4 (16.0)	9 (36.0)	5 (20.0)	7 (28.0)	25 (100)	25/180 (13.9)
	Poorly/no supported	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0/180 (0)
Relationship with the classmates	Excellent	15 (29.4)	12 (23.5)	11 (21.6)	13 (25.5)	51 (100)	51/180 (27.8)
	Good	19 (19.0)	43 (43.0)	23 (23.0)	15 (15.0)	100 (100)	100/180 (56.1)
	Fair	5 (18.5)	10 (37.0)	4 (14.8)	8 (29.6)	27 (100)	27/180 (15.0)
	Bad	0 (0)	1 (50.0)	1 (50.0)	0 (0)	2 (100)	2/180 (1.1)
	Worst	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0/180 (0)
Personality type	Extrovert	25 (25.8)	39 (40.2)	18 (18.6)	15 (15.5)	97 (100)	97/180 (53.9)
	Introvert	14 (16.9)	27 (32.5)	21 (25.3)	21 (25.3)	83 (100)	83/180 (46.1)
	Neuroticism	13 (11.0)	42 (35.6)	32 (27.1)	31 (26.3)	118 (100)	118/180 (65.6)
	Stable	26 (41.9)	24 (38.7)	7 (11.3)	5 (8.1)	62 (100)	62/180 (34.4)

^aPerimeter area of Bangkok: Nakhon Pathom, Pathum Thani, Nonthaburi, Samut Prakarn, and Samut Sakhon

Lifestyle activities

Only 11.1 % of UG exercised at least 3 times per week. One third of them spent around 3 hours and 10.6 % spent more than 3 hours per days beyond studying

hours for laboratory work. For 24.4 % who did not spend time on laboratory practice were mainly the 1st-year UG. However, 66 % got enough sleep hours (at least 6 hours per night). (Table 1)

Attitude of studying dentistry, psychological support, and personality type

Around 87 % made their own decision to study dentistry, while 10.6 % and 2.8 % were led by their parents and friends, respectively. Surprisingly, 29.4 % felt unsure to be a dentist and 10 % preferred not to be a dentist in the future career. While 86.1 % got well psychological support from their family, no one got poorly or no support. For the relationship with classmates, 83.9 % had good and excellent relationship, while 1.1 % and 0 % reported of bad and worst relationship. The percentage of extrovert UG was a little bit higher than the introvert UG (53.9 % and 46.1 %, respectively). The neuroticism type was about 2 folds of the stable type (65.6 % and 34.4 %, respectively). (Table 1)

Stress level and associated factors

Among 180 participants, 39 (21.7 %) could cope with stress, 66 (36.7 %) had job stress, 39 (21.7 %) were at the beginning of burnout, and 36 (20 %) were already burnout (Table 1). The univariate logistic regression analysis revealed that the factors associated with the level of stress and burnout in UG (p -value<0.05) included 1) the 3rd- and 4th-year UG had 3.6 and 3.8 times, respectively, more likely to be stress than the 1st-year UG; 2) the UG who stayed in their own or parents' accommodation had 4.8 times more likely to be stress than those who stayed in the university's dorm; 3) the UG who stayed with siblings

had 4.1 times more likely to be stress than those who stayed with friends; 4) the UG who exercised less than once per month had 2.8 times more likely to be stress than those who exercised once per week; 5) the UG who felt unsure to be a dentist and who did not want to be a dentist in the future career possessed 4.1 and 26.6 times, respectively, more likely to be stress than those who insisted to be a dentist; and 6) the introvert UG had 1.9 times more likely to be stress than the extrovert UG, while the neuroticism trait had 5.6 times more likely to be stress than the stable personality trait (Table 2). The multivariate regression analysis revealed that the greatest odds ratio was the attitude to be a dentist in the future career. The UG who preferred not to be a dentist and who felt unsure to be a dentist had 15.6 times (95 % CI 4.2-57.7) and 4.5 times (95 % CI 2.2-8.9), respectively, more likely to be stress and burnout (p -value<0.001). The UG who exercised less than once per month had 2.6 times (95 % CI 1.2-5.8, p -value = 0.021) more likely to be stress and burnout than those who exercise once per month. While the neuroticism trait had 4.1 times (95 % CI 2.0-8.2, p -value<0.001) more than the stable trait, the introvert had a borderline of 1.9 times (95 % CI 1.0-3.5, p -value=0.052) more likely to be stress and burnout than the extrovert. The academic year, accommodation, and people who they stayed with were not associated with stress and burnout (p -value>0.05). (Table 2)

Table 2 Ordered Logistic Regression Analysis

Factors		Univariate model			Multivariate model		
		OR	95 % CI	P value	OR	95 % CI	P value
Academic year	2 nd	2.5	0.8-7.5	0.115	1.0	0.3-3.6	0.976
	3 rd	3.6	1.2-10.6	0.021*	1.6	0.4-6.2	0.490
	4 th	3.8	1.3-10.9	0.014*	1.1	0.3-4.1	0.911
	5 th	2.4	0.9-6.8	0.089	0.7	0.2-2.9	0.656
	6 th	1.2	0.4-3.9	0.771	0.5	0.1-2.5	0.416
	1 st	Ref			Ref		
Sex	Female	1.5	0.8-2.6	0.191			
	Male	Ref					

Table 2 Ordered Logistic Regression Analysis (cont.)

Factors		Univariate model			Multivariate model		
		OR	95 % CI	P value	OR	95 % CI	P value
Religion	Buddhism	3.0	0.4-20.7	0.271			
	Christian	6.0	0.5-72.8	0.163			
	Irreligion	5.5	0.6-48.4	0.122			
	Islam	Ref					
Hometown	Bangkok	1.7	0.9-3.5	0.126			
	Perimeters area ^a	1.5	0.7-3.6	0.312			
	Other provinces	Ref					
Accommodation	My own/parent's	4.8	1.2-18.6	0.024*	5.2	0.5-54.9	0.168
	Rental apartment	3.0	0.7-12.1	0.130	1.8	0.2-15.4	0.579
	University dorm	Ref			Ref		
Staying with	Parents	2.3	0.9-5.9	0.093	0.5	0.1-3.0	0.458
	Alone	1.97	0.7-5.2	0.198	0.6	0.1-2.9	0.477
	Siblings	4.1	1.2-14.5	0.026*	1.2	0.2-8.5	0.825
	Relatives	3.2	0.9-11.7	0.082	0.8	0.1-5.6	0.802
	Friends	Ref			Ref		
Travelling time in the morning (minutes)	15 to 30	1.5	0.7-3.0	0.311			
	31 to 60	1.3	0.6-2.7	0.551			
	> 60	1.5	0.6-3.8	0.405			
	< 15	Ref					
Allowance per month (THB)	< 5,000	1.5	0.7-3.2	0.288			
	5,000 to 10,000	1.3	0.7-2.4	0.460			
	> 20,000	2.7	0.7-10.5	0.159			
	10,001 to 20,000	Ref					
GPA	Unwilling to answer	1.2	0.1-13.2	0.911			
	2.00-2.99	2.1	0.9-4.7	0.083			
	3.00-4.00	Ref					
Exercise frequency	<Once/month	2.8	1.4-5.7	0.004*	2.6	1.2-5.8	0.021*
	Once/month	1.9	0.9-4.1	0.094	1.8	0.8-4.4	0.163
	At least three times/week	1.9	0.7-5.1	0.229	2.2	0.6-7.8	0.223
	Once/week	Ref		Ref			
Laboratory work (hours per day)	< 1	2.0	0.7-5.7	0.211			
	1	1.3	0.4-4.7	0.717			
	2	0.8	0.4-1.8	0.599			
	3	1.7	0.8-3.4	0.170			
	>3	1.6	0.6-4.1	0.369			
	None	Ref					

Table 2 Ordered Logistic Regression Analysis (cont.)

Factors		Univariate model			Multivariate model		
		OR	95 % CI	P value	OR	95 % CI	P value
Sleeping hours (per night)	<4	2.4	0.1-97.2	0.646			
	4-6	2.8	0.6-12.3	0.186			
	6-8	2.1	0.5-9.2	0.308			
	>8	Ref					
The decision of studying was led by	My parents	1.7	0.8-3.8	0.199			
	My friends	1.2	0.3-4.7	0.830			
	Myself	Ref					
Current attitude	Unsure	4.1	2.2-7.5	<0.001*	4.5	2.2-8.9	<0.001*
	Prefer not to be a dentist	26.6	8.4-83.3	<0.001*	15.6	4.2-57.7	<0.001*
	Still want to be a dentist	Ref			Ref		
Psychological support from the family	Moderately supported	1.5	0.7-3.2	0.312			
	Well supported	Ref					
Relationship with the classmates	Good	0.9	0.5-1.7	0.718			
	Fair	1.3	0.5-3.0	0.617			
	Bad	1.2	0.1-11.1	0.867			
	Excellent	Ref					
Personality type	Introvert	1.9	1.1-3.2	0.022*	1.9	1.0-3.5	0.052
	Extrovert	Ref			Ref		
	Neuroticism	5.6	3.0-10.5	<0.001*	4.1	2.0-8.2	<0.001*
	Stable	Ref			Ref		

^aPerimeter area of Bangkok: Nakhon Pathom, Pathum Thani, Nonthaburi, Samut Prakarn, and Samut Sakhon

*significance at p-value <0.05

Impact of COVID-19 pandemic on stress

The need to change their routine activities due to COVID-19 pandemic made the UG felt tensed at the highest level of impact (mean 3.67±SD 1.29), followed by worrying of insufficient clinical skill (mean 3.16±SD 1.29) and social distancing (mean 3.06±SD 1.1). They reported the levels of impact from unable to have clinical/laboratory practice and online learning of mean 2.81±SD 1.22 and

mean 2.71±SD 1.2, respectively. Moreover, unable to exercise in the gym and unable to go to the movie theatre also impacted at the level mean 2.21±SD 1.09 and mean 2.31±SD 1.18, respectively. However, the 4th- and 5th-year UG rated a high level of impact on the item “worry of unable to complete the clinical requirements” (mean 4.02±SD 1.1). (Fig. 1)

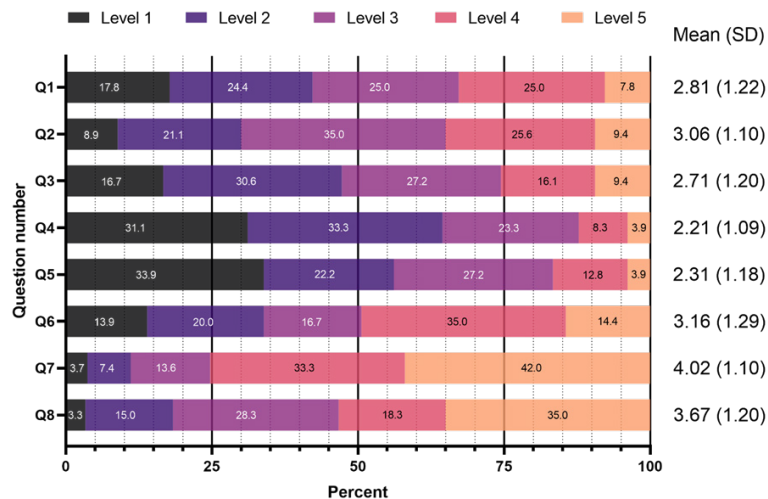


Figure 1 Percentage of UG who rated each level of impact of COVID-19 lockdown situations on the stress. Level 1 = the lowest impact, level 5 = the highest impact

Q1: Unable to have clinical/laboratory practice

Q2: Social distancing

Q3: Online learning

Q4: Unable to exercise in the gym

Q5: Unable to go to the movie theatre

Q6: Worry of insufficient clinical skill

Q7: Worry of unable to complete the clinical requirements (only 4th and 5th year students were asked)

Q8: Routine activities were changed

Discussion

This study surveyed the prevalence of stress and burnout in UG of FDCU. The results showed 78.4 % of participants had stress including burnout. The associated factors included the attitude to be a dentist, the frequency of exercise, and the personality type. Some consequences of COVID-19 pandemic lockdown impacted their stress at a high level.

The prevalence of stress and burnout in UG found in this study concurs with a study in a private university in Mexico which reported 52 % emotional exhaustion, 42.3 % high stress, and 17.8 % burnout.¹ Sixty-three percent of UG in a university in The UK also self-reported high stress.²⁴ However, some lower prevalence was also reported. A survey in 7 European dental schools showed that 22 % of the 1st-year UG had an emotional exhaustion,²⁵ while 10 %, 17 %, and 28 % of the 4th- and 5th-year UG from 3 universities in Germany and Switzerland suffered from severe emotional exhaustion, a lack of personal accom-

plishment, and severe depersonalization, respectively.² A survey in the 4th-6th-year UG in Khon Kaen University revealed 31.2 %, 46 %, and 12.7 % of the participants had moderate, high, and severe stress, respectively.²⁰

Although female had 1.5 times more likely to be stress and burnout than male, no significant difference was found in this study. Some studies showed that stress was a gender-specific, with females reporting higher levels of total perceived stress and specific stressors.²⁶⁻²⁸ In contrast, a systematic review reported a higher stress in male.⁶ However, no gender preference of the stress and burnout was found in the Thai Oral and Maxillofacial Surgery residents²⁹ which might suggest the cultural involvement on this aspect.

The high stress in the 3rd-year UG might be due to the tight studying schedule with overloaded subjects, while the 4th-year UG were in the transition period of pre-clinical to clinical curriculum. A study in a Canadian dental school reported the clinical workload as a stressor

for UG in clinical years.³⁰ Examination anxiety and transitional stress were reported to be associated with the emotional exhaustion.² However, after adjusting for other factors (including type of accommodation, staying with whom, frequency of exercise, current attitude, and personality type), the academic year was not an associated factor of stress in this study. In contrast, Kaewsutha *et al.* found that the 4th to 6th-year UG were 4.41 times more likely to have mental health problems than the 1st to 3rd-year UG.³¹

Association of personality and burnout have been widely reported, neuroticism and extraversion appeared to be the most constant predictors of burnout.³² The result from this study is consistent with others. The extravert tends to be optimistic (reappraise problems positively), rational problem-solving, and seeking for social support, thus the extraversion is a psychoprotective factor.^{33,34} The neuroticism has a tendency to experience negative and distressing emotions. They tend to set extremely high goals for themselves, while underestimate their own performance. Moreover, they seem to use ineffective stress coping strategies, including avoiding rather than approaching problems. Thus, the neuroticism is highly associated with burnout and lower personal accomplishment.^{35,36}

To the best of our knowledge, this is the first study showing the probability that negative attitude to be a dentist in the future career may be a significant stressor; however, further study is needed to clarify this factor. Considering relevant theoretical and empirical studies conducted in different fields, our finding is consistent with others. Japanese UG whose first choice of admission was dentistry experienced less stress than those whose first choice was other disciplines.²⁸ A study in nurses and care workers in nursing homes and geriatric hospitals in Japan found that a positive attitude towards providing end-of-life care was a protective factor against depersonalization and related to lower feelings of personal accomplishment.³⁷ The fine arts high school students' attitudes toward instrument education were found to be a significant predictor for their burnout.³⁸ A positive attitude toward prayer among Anglican

parochial clergy was associated with the lower levels of emotional exhaustion, lower levels of depersonalization, and higher levels of personal accomplishment.³⁹ In spite of the UG's own decision to choose dentistry, the thought of unsure and would like not to be a dentist in the future career existed during studying. This can be considered in the other perspective that the stress during study might drive the UG to have that thought. This result suggests the need of investigation for the root of this negative attitude and the prompt response to this problem.

Our finding that UG who rarely exercised tended to be burnout is consistent with the result found in Japanese UG which showed that the regularly exercised UG had a significantly lower stress levels and higher well-being than those who did not exercise.²⁸ The benefits of exercise on psychological well-being such as improving anxiety level, personal accomplishment, psychological distress, perceived stress, and emotional exhaustion were reported in many studies.^{40,41} This finding supports the need of physical health promotion which will foster the psychological well-being.

This survey was taken place during the third outbreak of COVID-19 pandemic in Thailand so people had to change their lifestyles to the new normal, such as social distancing, mask-wearing in public areas, and frequent hand sanitization. The education was also affected; students needed to adapt their learning to the online format. They had to stay in front of their own electronic devices at their accommodations with less interaction with their friends and teachers. Although adaptability is a valuable skill that allows a person to respond to changing situations, this ability varies greatly from person to person. A survey in the UG from the US, Spain, Ireland, Chile, India, and Brazil showed that the UG who perceived a smoother transition from the face-to-face to the online study had a lower stress level.⁴² Overall, the UG in our study perceived the daily routine changes were the most affected factors on their stress. Moreover, clinical practices in the FDCU were strictly offered only urgent and emergency dental treatment during COVID-19 lockdown, all students had to postpone their laboratory and clinical practices. The

worry of unable to complete the clinical requirements appeared to be the highest impact on the 4th- and 5th-year UG. This finding was similar to that of Klaassen *et al.*⁴² which revealed that UG who had more concern about academic progress had a higher stress level. Our findings indicate that the pandemic and lockdown have a detrimental effect on mental health of UG and are consistent with other studies which reported that the effects of COVID-19 lockdown brought a fear of losing their manual dexterity skills, anxiety related to its consequences on the examination and their long-term plans.^{17,19,43}

There are many tools to measure the burnout, MBI is the most widely accepted for identifying burnout in the medical research literature.⁴⁴ Owing to the need of payment for the patent of MBI, a set of Thai-language questionnaire developed by Professor Dr. Nuntika Thavichachart which has a high reliability and a substantial agreement to the MBI was used in this study. The MBI scoring test was analyzed using a 22-item questionnaire, which indicates the three essential components of stress and burnout: emotional exhaustion, depersonalization, and personal accomplishment. Nevertheless, Stress Test Questionnaire (ST-5), utilized by Thailand's Department of Mental Health is a five-item stress scale to assess stress primarily. The degrees of stress are stratified into no stress, suspected stress, and severe stress without regard to burnout.⁴⁵ The questionnaire used in this study comprising questions focus on the stress from occupation or job; hence, it cannot identify the stress from other factors including family relationship and personal life.

Several limitations of this study include 1) the respondents could not get more explanation on the vague items since it was a self-administered questionnaire and distributed online with anonymous response, 2) this research did not assess the adverse implications of study-related burnout, 3) certain factors had not been included (such as the freedom of clinical decision-making, the incidence of clinical mistakes, moral or sexual harassment) to make this questionnaire to be completed within fifteen minutes, 4) the low response rate can lead to insufficient

power, wrong effect size, and sample bias due to selective non-response, which is the probability that someone taking part in the survey may be related to the parameter being measured. Further research should be conducted to determine when and why the negative attitudes emerge and how they can be dealt with. The consequences of stress and burnout on future career path is also highly recommended.

From the results of this study, to prevent the negative consequences of chronic unmanageable stress in UG students, we would like to suggest that the course supervisors be mindful of dental students' stress and burnout. The resilient learning and clinical practicing environment should be arranged. The appropriate coping strategies should be implemented at the earlier stage of stress. Moreover, stress management should be taught as a part of the dental education curriculum which will bring about a long-term benefit for the professional accomplishment and quality of life.

Conclusions

The prevalence of stress and burnout among UG of FDCU was high. The main associated factor was the attitude to be a dentist in the future career. Some minor associated factors were the lack of exercise and the personality type. The consequences of COVID-19 pandemic and lockdown also impacted this stress. The results of this study suggest the urgent need to support the highly stressed and burnout UG and to implement preventive measures to prevent serious psychological effects and to improve their quality of lives.

Acknowledgment

All authors would like to express our gratitude to Prof.Dr. Nuntika Thavichachart, Department of Psychiatry, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University for her permission of the questionnaire used in this study and Assist.Prof.Dr. Soranun Chantarangsu for her valuable statistical consultation. The authors declare no conflict of interest.

Funding: Dental Research Fund, Dental Research Project 3200502#30/2020, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Acknowledgment

1. Jimenez-Ortiz JL, Islas-Valle RM, Jimenez-Ortiz JD, Perez-Lizarraga E, Hernandez-Garcia ME, Gonzalez-Salazar F. Emotional exhaustion, burnout, and perceived stress in dental students. *J Int Med Res* 2019;47(9):4251-9.
2. Pohlmann K, Jonas I, Ruf S, Harzer W. Stress, burnout and health in the clinical period of dental education. *Eur J Dent Educ* 2005;9(2):78-84.
3. Lazarus RS, DeLongis A, Folkman S, Gruen R. Stress and adaptational outcomes: The problem of confounded measures. *Am Psychol* 1985;40(7):770-9.
4. Maslach C, Schaufeli WB, Leiter MP. Job burnout. *Annu Rev Psychol* 2001;52:397-422.
5. Gomes AR, Faria S, Gonçalves AM. Cognitive appraisal as a mediator in the relationship between stress and burnout. *Work Stress* 2013;27(4):351-67.
6. Singh P, Aulak DS, Mangat SS, Aulak MS. Systematic review: factors contributing to burnout in dentistry. *Occup Med* 2016;66(1):27-31.
7. Lee CY, Wu JH, Du JK. Work stress and occupational burnout among dental staff in a medical center. *J Dent Sci* 2019;14(3):295-301.
8. Cherniss C. Long-term consequences of burnout: An exploratory study. *J Organ Behav* 1992;13(1):1-11.
9. Menon NK, Shanafelt TD, Sinsky CA, Linzer M, Carlasare L, Brady KJS, et al. Association of Physician Burnout With Suicidal Ideation and Medical Errors. *JAMA Network Open* 2020;3(12):e2028780.
10. Atalayin C, Balkis M, Tezel H, Onal B, Kayrak G. The prevalence and consequences of burnout on a group of preclinical dental students. *Eur J Dent* 2015;9(3):356-63.
11. Campos JA, Jordani PC, Zucoloto ML, Bonafe FS, Maroco J. Burnout syndrome among dental students. *Rev Bras Epidemiol* 2012;15(1):155-65.
12. Deeb GR, Braun S, Carrico C, Kinser P, Laskin D, Golob Deeb J. Burnout, depression and suicidal ideation in dental and dental hygiene students. *Eur J Dent Educ* 2018;22(1):e70-e4.
13. Mahase E. China coronavirus: WHO declares international emergency as death toll exceeds 200. *BMJ* 2020;368:m408.
14. Peng X, Xu X, Li Y, Cheng L, Zhou X, Ren B. Transmission routes of 2019-nCoV and controls in dental practice. *Int J Oral Sci* 2020;12(1):9.
15. Ather A, Patel B, Ruparel NB, Diogenes A, Hargreaves KM. Coronavirus Disease 19 (COVID-19): Implications for Clinical Dental Care. *J Endod* 2020;46(5):584-95.
16. Meng L, Hua F, Bian Z. Coronavirus Disease 2019 (COVID-19): Emerging and Future Challenges for Dental and Oral Medicine. *J Dent Res* 2020;99(5):481-7.
17. Agius AM, Gatt G, Vento Zahra E, Busuttil A, Gainza-Cirauqui ML, Cortes ARG, et al. Self-reported dental student stressors and experiences during the COVID-19 pandemic. *J Dent Educ* 2021; 85(2):208-15.
18. Hung M, Licari FW, Hon ES, Lauren E, Su S, Birmingham WC, et al. In an era of uncertainty: Impact of COVID-19 on dental education. *J Dent Educ* 2021;85(2):148-56.
19. Hakami Z, Khanagar SB, Vishwanathaiah S, Hakami A, Bokhari AM, Jabali AH, et al. Psychological impact of the coronavirus disease 2019 (COVID-19) pandemic on dental students: A nationwide study. *J Dent Educ* 2021;85(4):494-503.
20. 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.
21. Eysenck HJ, Eysenck SBG. Manual of the Eysenck Personality Questionnaire : (EPQ-R Adult). San Diego, Calif.: EdITS/Educational and Industrial Testing Service; 1994.
22. Chiaorongroj K. Prevalence of occupational stress and burnout and the related factors among cabin attendants of Thai Airways International Public Company Limited [dissertation]. Bangkok: Chulalongkorn University; 2005.
23. Viera AJ, Garrett JM. Understanding interobserver agreement: the kappa statistic. *Fam Med* 2005;37(5):360-3.
24. Jenkins S, Johnson I, Ginley J. Work. Stress and Play: Students' perceptions of factors impacting on their studies and well-being. *Eur J Dent Educ* 2019;23(3):349-54.
25. Humphris G, Blinkhorn A, Freeman R, Gorter R, Hoad-Reddick G, Murtomaa H, et al. Psychological stress in undergraduate dental students: baseline results from seven European dental schools. *Eur J Dent Educ* 2002;6(1):22-9.
26. Collin V, O'Selmo E, Whitehead P. Stress, psychological distress, burnout and perfectionism in UK dental students. *Br Dent J* 2020; 229(9):605-14.
27. Al-Sowaygh ZH. Academic distress, perceived stress and coping strategies among dental students in Saudi Arabia. *Saudi Dent J* 2013;25(3):97-105.
28. Sugiura G, Shinada K, Kawaguchi Y. Psychological well-being and perceptions of stress amongst Japanese dental students. *Eur J Dent Educ* 2005;9(1):17-25.
29. Taenguthai T, Subbalekha K, Pisarnurakit P, Pimkhaokham P, Kiattavorncharoen S. Stress and burnout in Thai oral and maxillofacial surgery residents. *Thai J Oral Maxillofac Surg* 2020;34(2):118-25.
30. Elani HW, Bedos C, Allison PJ. Sources of stress in Canadian dental students: a prospective mixed methods study. *J Dent Educ* 2013; 77(11):1488-97.
31. Kaewsutha N, Laosrisin N, Visalseth W. Mental health and associated factors in Srinakharinwirot University dental students.

Srinakharinwirot University (Journal of Science and Technology) 2014;6(11):16-24.

32. Bughi S, Lie D, Zia S, Rosenthal J, Bughi-Capecci S. Using a personality inventory to identify risk of distress and burnout among early stage medical students. *Health Educ* 2017;30(1):26-30.

33. Matthews G, Dorn L, Glendon I. Personality correlates of driver stress. *Pers Individ Differ* 1991;12(6):535-49.

34. Watson D, Hubbard B. Adaptational style and dispositional structure: Coping in the context of the Five-Factor Model. *J Pers* 1996;64(4):737-74.

35. Zellars KL, Perrewé PL, Hochwarter WA. Burnout in health care: The role of the Five Factors of Personality. *J Appl Soc Psychol* 2000; 30(8):1570-98.

36. Francis L, Loudon S, Rutledge C. Burnout among Roman Catholic Parochial clergy in England and Wales: Myth or reality? *Rev Relig Res* 2004;46(1):5.

37. Okamura T, Shimmei M, Takase A, Toishiba S, Hayashida K, Yumiyama T, *et al.* A positive attitude towards provision of end-of-life care may protect against burnout: Burnout and religion in a super-aging society. *PLoS One* 2018;13(8):e0202277.

38. Girgin D. Motivation, self-efficacy and attitude as predictors of burnout in musical instrument education in Fine Arts High Schools. *Eurasian J Educ Res* 2020;20:93-108.

39. Turton D, Francis L. The relationship between attitude toward prayer and professional burnout among Anglican parochial clergy in England: Are praying clergy healthier clergy? *Ment Health Relig Cult* 2007;10:61-74.

40. Long BC, Stavel Rv. Effects of exercise training on anxiety: A meta-analysis. *J Appl Sport Psychol* 1995;7(2):167-89.

41. Bretland RJ, Thorsteinsson EB. Reducing workplace burnout: the relative benefits of cardiovascular and resistance exercise. *Peer J* 2015;3:e891.

42. Klaassen H, Ashida S, Cornick C, Xie X, Smith B, Tabrizi M, *et al.* COVID-19 pandemic and its impact on dental students: A multi-institutional survey. *J Dent Educ* 2021;85(7):1280-6.

43. Wathélet M, Fovet T, Jousset A, Duhem S, Habran E, Horn M, *et al.* Prevalence of and factors associated with post-traumatic stress disorder among French university students 1 month after the COVID-19 lockdown. *Transl Psychiatry* 2021;11(1):327.

44. McCray LW, Cronholm PF, Bogner HR, Gallo JJ, Neill RA. Resident physician burnout: is there hope? *Fam Med* 2008;40(9):626-32.

45. Department of Mental Health, Ministry of Public Health. Guidelines for using mental health tools for public health personnel in community hospitals Revised edition. Office of Mental Health Promotion and Development Department of Mental Health. Retrieved from http://envocc.ddc.moph.go.th/uploads/ประชุม/20-21_11_61/C_1.pdf.

Comparison of Back- and Forward-scattered Radiation from Different Dental Materials Using Therapeutic Dose of Radiation, *In vitro*

Pravej Serichetaphongse¹, Thansinee Kunapinun²

¹Head of Maxillofacial Prosthodontic Department, Dental Hospital, Chulalongkorn University, Bangkok Thailand

²Dental Hospital, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Abstract

This study compared back- and forward-scattered doses from nine contemporary dental materials from the noble alloy group (gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy); the titanium group (commercially pure titanium (grade 4), titanium alloy (milling), titanium alloy (laser sintering)); and the ceramic group (3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (3Y-TZP), lithium disilicate, feldspathic porcelain). A linear accelerator (LINAC) with a single exposure dose of 200 cGy and 6 MV of photon energy was used to irradiate nine dental materials. Five specimens of each dental material were prepared, and each specimen was sandwiched with Optically Stimulated Luminescence (OSL) dosimeters above and below for back- and forward-scattered dose measurement, respectively. All specimens were irradiated two times. Percentage dose enhancement and attenuation were calculated from the exposure dose and compared among nine dental materials by using the one-way ANOVA and Bonferroni test with a *p*-value below 0.01. The gold alloy type I showed the highest backscattered dose (37.41 %) followed by gold alloy type IV (33.35 %), palladium alloy (24.20 %), zirconia (16.44 %), commercially pure titanium (grade 4) (10.30 %), titanium alloy (milling) (10.03 %), titanium alloy (laser sintering) (9.84 %), lithium disilicate (2.53 %) and feldspathic porcelain (1.58 %). Feldspathic porcelain was observed for the lowest dose attenuation while palladium alloy was noted for the highest dose attenuation. The higher atomic number and density of materials, the more backscattered dose enhancement and the less of forward-scattered dose were found. Gold alloy type I and zirconia showed the most backscattered dose among the noble alloy and ceramic group, respectively.

Keywords: Backscatter, Dental materials, Forward-scatter, Linear accelerator (LINAC), Radiotherapy

Received Date: Sep 8, 2021

Revised Date: Oct 19, 2021

Accepted Date: Nov 23, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.40

Correspondence to :

Pravej Serichetaphongse, Head of Maxillofacial Prosthodontic Department, Dental Hospital, Chulalongkorn University, 34 Henry Dunant Road, Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand. Tel: 081-846-1797 Fax: 02-2188705 Email: pravejs@hotmail.com

Introduction

Incidences of head and neck cancer in Thailand are found in people at the age of 45-75 years. The International Agency for Research on Cancer (IARC) 2018 showed that the incidence of oral cancer in Thailand was 2.7 % of all

cancer sites per year and increasing. Age-standardized incidence rate (ASR) per 100,000 in Thai males (ASR=5.1) were found more than in females (ASR=3.1).¹ The most common head and neck cancer is squamous cell carcinoma

in which the oral, nasopharyngeal and laryngeal area are commonly found in Thai males whereas the thyroid and oral area are commonly found in Thai females.² Tongue, floor of mouth and buccal mucosa are frequently affected by cancer in the oral cavity.

Treatment modality of squamous cell carcinoma includes the combination of wide resection and radiotherapy to remove a tumor mass and eliminate the residual tumor cells. Dosimetry and the field of radiation are calculated by radiotherapists to achieve an effective radiation dose. Total radiation dose for head and neck cancer treatment is between 5000-7000 cGy depending upon the stage and the aggressiveness of the cancer. "Fractionation" or separation of dose per day is used to deliver the total effective dose without destruction of the host cell. The standard of fractionated dose for curative radiotherapy in head and neck cancer is currently based on delivering a dose of 200 cGy per day, five days a week for 5-7 consecutive weeks.³⁻⁶

Total high energy beam is inevitably delivered to both host and tumor cells. Any high-scattering objects in the beam of x-ray deflect off the radiation causing secondary radiation demonstrated as scattered radiation, forward-scattered and backscattered radiation. Forward-scatter occurs at the opposite side from the radiation whereas backscatter occurs at the same side of radiation. Forward-scatter results in a decrease in dose to soft tissue or target cancer on the away side due to radiation deviation and attenuation absorbed by the high-scattering materials. This causes a reduction of dose to the tumor behind these dental materials from dose planning for treatment. Meanwhile, "dose enhancement" occurs when backscatter radiation enhances the dose from the original radiated dose to tissue in front of objects such as a restoration or implant.⁷⁻¹⁰ Objects which have higher backscatter will show less forward-scattered radiation. Backscattered radiation could lead to oral complications such as mucositis resulting from high-scattering dental materials for restorations close to the soft tissue in the oral cavity (tongue, buccal mucosa). If backscattered radiation occurs around dental implants, it will lead to compromised osseointegration or osteoradio-

necrosis (ORN) resulting from dose enhancement surrounding dental implants in bone.¹¹ In general, studies showed that ORN occurs when the total radiation dose is more than 6500 cGy in mandible by 88.1 % in the first year after radiotherapy.^{12,13} Moreover, it has been reported in literature reviews that the longer period post-irradiation beyond 6500 cGy, the lesser blood supply in the bone. This results from the decrease in blood supply and mesenchymal stem cells in bone.^{12,14} Therefore, implant placement should be thoroughly considered in patients who have undergone radiotherapy.

Many researchers have studied the effect of backscattered radiation from several types of dental implant materials, such as commercially pure titanium (cpTi), titanium alloys (Ti-6Al-4V) and high gold content implant.^{9,15,16} However, there were only two studies about the backscattering effect from zirconia and lithium disilicate materials.^{17,18} Presently, metal alloys and ceramic are used for dental restorations in the oral cavity such as crowns (noble alloy or ceramic), implant fixtures (titanium or zirconia) and implant abutments (titanium or zirconia). Therefore, our study was aimed to investigate back- and forward-scattered dose from nine contemporary dental materials from the noble alloy group (gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy); the titanium group (commercially pure titanium (grade 4), titanium alloy (milling), titanium alloy (laser sintering)); and the ceramic group (zirconia, lithium disilicate, feldspathic porcelain). The null hypothesis was that there is no difference in back- and forward-scattered dose among nine dental materials. This study will be beneficial for the selection of proper dental restorative and implant materials in patients with a high risk of head and neck cancer.

Materials and Methods

Specimen preparation:

Nine dental materials (gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy, zirconia, commercially pure titanium (grade 4), titanium alloy (milling), titanium alloy (laser sintering), lithium disilicate and feldspathic porcelain; number 1-9 in order in Figure 1(A)) were prepared by

different fabrication techniques with each specimen in dimension of 8x13x1 mm³ (Fig. 1(A)). Gold alloy type I (Golden Ceramic, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), gold alloy type IV (Maxigold, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) and palladium alloy (Elektra, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) were produced by a manufacturer. Commercially pure titanium (grade 4) (Signer Titanium, Signer Titanium AG, Freienbach, Switzerland), titanium alloy (milling) (Signer Titanium, Signer Titanium AG, Freienbach, Switzerland) and feldspathic porcelain (Vitablocs Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) were cut by a low speed cutting diamond disc. Titanium alloy (laser sintering) (Ti64 ELI-A LMF, Trumpf, Ditzingen, Germany) was made from laser sintering machine (TruPrint 5000, Trumpf, Ditzingen, Germany). Zirconia (3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (3Y-TZP)) (Ceramill zi, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) was produced by a milling method (Ceramill mikro, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) and sintered with a sintering machine (Ceramill therm 3, Amann Girrbach AG, Koblach, Austria). Lithium disilicate (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) was fabricated by a heat-pressed technique. The approximate composition of each dental material from each manufacturer is shown in Table 1. There were five specimens in each group of dental materials. Before the experiment, the external surface of each specimen was polished by a polishing machine (Minitech 233, Presi, France) for 30 seconds (using abrasive paper no.400, 600, 1000). After being polished, the flat surface of the specimen was examined without light transmission passing through by being attached with an Optically Stimulated Luminescence (OSL) dosimeter (nanoDot, Landauer, USA) (Fig. 1(B)).

$$Z_{eff} = \sqrt[2.94]{\alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94}}$$

(Z_{eff} is effective atomic number, α_n is the fractional electron content of each element (Z_n), Z_n is atomic number of each element)

Radiation set-up:

Nine different types of dental materials were irradiated by linear accelerator or LINAC (Elekta Synergy, Stockholm, Sweden) from Horizon center at Bumrungrad Hospital, Bangkok, Thailand. The radiation dose was 200 cGy in single exposure with an antero-posterior beam which was perpendicular to specimens and OSL dosimeters. The photon energy used in this study was 6 MV with radiation field size of 10x10 cm², 5-cm depth dose and a 95-cm distance from the radiation source (source-to-surface distance or SSD). Before the experiment, the exact dose from LINAC had to be calibrated and evaluated in two ways, depth dose and calibration dose, to verify that the evaluated dose from OSL correctly correlates with the dose emitted from the LINAC machine. First, the evaluation of the depth dose determined the dose in each 1-cm depth from the outermost to the innermost of the plastic phantom by using OSLs placed in each depth. Second, calibration dose determined whether a different dose emitted from LINAC was equal to the dose measured by OSL. In this study, the dose was calibrated in 200 cGy as a baseline for all comparisons of dose measurement. During the experimental set-up, specimens were placed in the same location at the center of the radiation field. Each specimen was sandwiched with OSLs above and below, then they were placed within bolus (Bolx I Gel Bolus, Qfix, USA) of which five holes were made to prevent air gaps during radiation and OSL dose measurement. The five sheets of solid water (RW3 slab phantom, PTW, Freiburg, Germany) which represented 5-cm depth dose (1 sheet of solid water is 1-cm thickness) were placed over bolus and dental material specimens attached with OSLs while the other ten sheets of solid water were at the base of the experimental set-up in order to fully achieve scatter (Fig. 2). All five specimens in each group of different dental materials were irradiated two times and measured back- and forward-scattered dose by different OSL chips. Thus, all measurements were recorded.

Data collection and interpretation:

All 180 OSL dosimeters, 10x10x2 mm³ in size, were deleted from all signals prior to the experiment and then used for dose measurement at 0 mm distance from each specimen. After irradiation, they were read by an OSL reader (MicroStar, Landauer, USA). The data were shown back- and forward-scattered dose in cGy. Then the percentage dose enhancement and attenuation were calculated from the following formula:

Percentage dose enhancement = [(backscattered dose (cGy) – 200 cGy) / 200 cGy] * 100

Percentage dose attenuation = [(forward-scattered dose (cGy) – 200 cGy) / 200 cGy] * 100

Statistical analysis:

SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA, statistical analysis program was used in this study. One-way ANOVA and Bonferroni tests were used to compare the data of back- and forward-scattered doses together with percentage dose enhancement and attenuation among nine dental materials. *P*-value below 0.01 (two-sided test) was considered as significant in all comparisons.

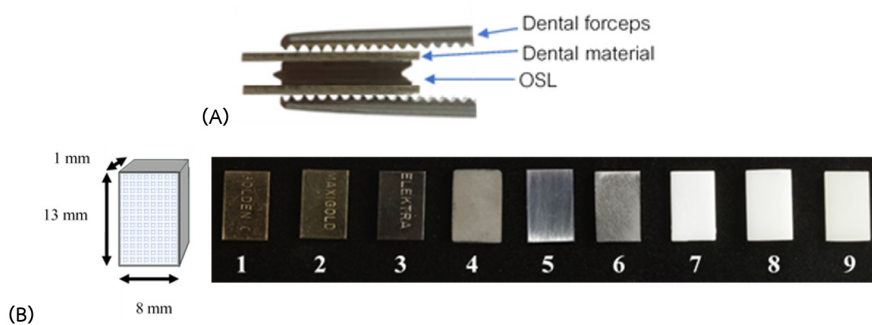


Figure 1 (A) Nine dental metal materials with dimension of 8x13x1 mm³, (B) Specimen flat surface attached with Optically Stimulated Luminescence (OSL) no light transmission passing through

Table 1 Dental materials composition

Group	No.	Dental material	Lot number	Approximate composition (wt%) from manufacturers	Approximate density (g/cm ³)	Effective atomic number (Z _{eff})*
Noble alloy	1	Gold alloy Type I (Golden Ceramic, Ivoclar Vivadent)	V37595	86.9% Au, 8.0% Pt, 2.5% Pd, <1.0% Ag, <1.0% In, <1.0% Sn, <1.0% Ru, <1.0% Re, <1.0% Ta, <1.0% Fe, <1.0% Li	18.4	77.81
	2	Gold alloy Type IV (Maxigold, Ivoclar Vivadent)	W36653	59.5% Au, 26.3% Ag, 8.5% Cu, 2.7% Pd, 2.7% Zn, <1% In and <1% Ir	13.9	68.77
	3	Palladium alloy (Elektra, Ivoclar Vivadent)	X41625	58.3% Ag, 25% Pd, 14.7% Cu, 2% In, <1% Ru, <1% Re and <1% Li	10.4	44.92
Titanium	4	Commercially pure titanium (Grade 4) (Signer titanium)	W16013	98.96% Ti, 0.50% Fe, 0.40% O, 0.08% C, 0.05% N, 0.015% H	4.51	21.98
	5	Titanium alloy (Ti-6Al-4V ELI) (milling) (Singer titanium)	S8255	88-91% Ti, 5.5–6.5% Al, 3.5–4.5% V, 0.25% Fe, 0.13% O, 0.08% C, 0.05% N, 0.012% H, 0.005% Y	4.43-4.47	21.67
	6	Titanium alloy (Ti-6Al-4V ELI) (laser sintering) (Trumpf)	17-E361 / 15-45	88-91% Ti, 5.5–6.5% Al, 3.5–4.5% V, 0.25% Fe, 0.13% O, 0.08% C, 0.05% N, 0.012% H	4.30	21.67

Table 1 Dental materials composition (cont.)

Group	No.	Dental material	Lot number	Approximate composition (wt%) from manufacturers	Approximate density (g/cm ³)	Effective atomic number (Z _{eff})*
Ceramic	7	Zirconia (Ceramill zi, Amann Girrbach AG)	1904003	≥99% ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ , 4.5-5.6% Y ₂ O ₃ , ≤5% HfO ₂ , ≤0.5% Al ₂ O ₃ and ≤1% other oxides	6.73	38.7
	8	Lithium disilicate (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent)	Y37266	70 vol% of lithium disilicate crystals (Li ₂ Si ₂ O ₅)	2.5±0.1	9.68
	9	Feldspathic porcelain (Vitablocs mark II, VITA Zahnfabrik)	72600	56-64% SiO ₂ , 20-23% Al ₂ O ₃ , 6-9% Na ₂ O, 6-8% K ₂ O, 0.3-0.6% CaO and 0.0-0.1% TiO ₂	2.44±0.01	12.13

*Effective atomic number (Z_{eff}):^{35,36} $Z_{eff} = \sqrt{\alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94}}$

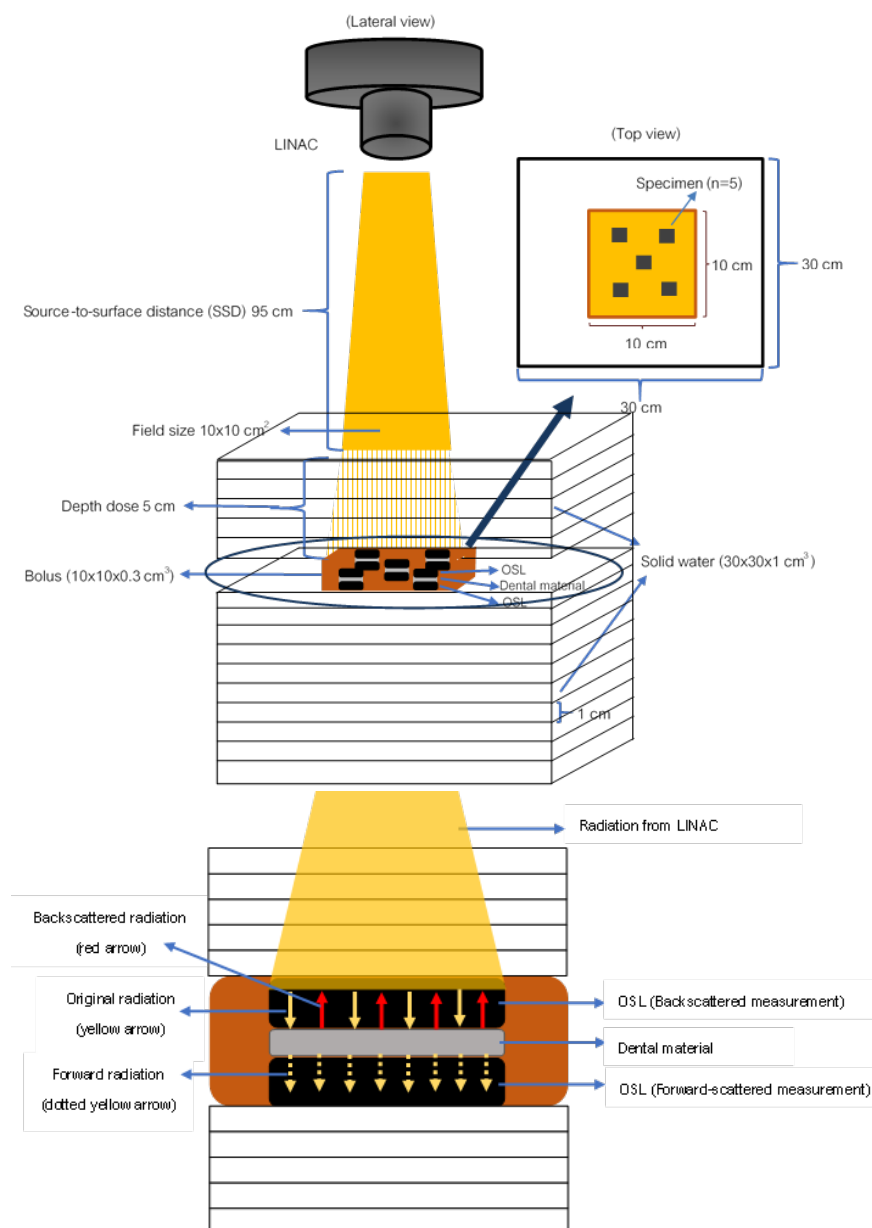


Figure 2 (A) Illustration of experimental set-up (not to scale), (B) Dental material was sandwiched with OSLs for back- and forward-scattered measurement (enlarge from (A))

Results

The means and standard deviations of backscattered dose, forward-scattered dose, percentage dose enhancement and attenuation are presented in Table 2. Back- and forward-scattered doses were measured at 200 cGy single exposure from the LINAC machine and shown in bar-graph in Figure 3. The percentage dose enhancement and attenuation among nine dental metal materials showed increasing/decreasing of back- and forward-scattered dose

from these materials from 200 cGy as an exposure dose of the LINAC machine. Different types of dental materials resulted in various dose enhancement and dose attenuation which are shown as bar-graph in Figure 4. For backscattered dose measurement, the highest percentage dose enhancement was 37.41 % observed in gold alloy type I while the lowest percentage dose enhancement was 1.58 % observed in feldspathic porcelain.

Table 2 Means and standard deviations of backscattered dose, forward-scattered dose, percentage dose enhancement and percentage dose attenuation from nine dental materials from exposure dose of 200 cGy

Group	Dental materials	Backscattered dose (cGy)	Forward-scattered dose (cGy)	Percentage dose enhancement (%)	Percentage dose attenuation (%)
Noble alloy	Gold alloy type I	274.82 $\pm$ 4.25 ^A	162.29 $\pm$ 2.53 ^{AB}	37.41 $\pm$ 2.13 ^A	-18.86 $\pm$ 1.27 ^{AB}
	Gold alloy type IV	266.69 $\pm$ 4.34 ^B	163.28 $\pm$ 5.72 ^{ABC}	33.35 $\pm$ 2.17 ^B	-18.36 $\pm$ 2.86 ^{ABC}
	Palladium alloy	248.41 $\pm$ 5.56 ^C	160.01 $\pm$ 2.30 ^A	24.20 $\pm$ 2.78 ^C	-19.99 $\pm$ 1.15 ^A
Titanium	Commercially pure titanium (Grade 4)	220.60 $\pm$ 2.19 ^D	175.40 $\pm$ 2.36 ^D	10.30 $\pm$ 1.10 ^D	-12.30 $\pm$ 1.18 ^D
	Titanium alloy (Milling)	220.07 $\pm$ 2.72 ^D	167.82 $\pm$ 1.39 ^C	10.03 $\pm$ 1.36 ^D	-16.09 $\pm$ 0.69 ^C
	Titanium alloy (Laser sintering)	219.67 $\pm$ 3.27 ^D	174.49 $\pm$ 3.34 ^D	9.84 $\pm$ 1.63 ^D	-12.75 $\pm$ 1.67 ^D
Ceramic	Zirconia	232.87 $\pm$ 5.21 ^E	166.22 $\pm$ 1.83 ^{BC}	16.44 $\pm$ 2.60 ^E	-16.89 $\pm$ 0.92 ^{BC}
	Lithium disilicate	205.06 $\pm$ 3.54 ^F	181.16 $\pm$ 2.90 ^E	2.53 $\pm$ 1.77 ^F	-9.42 $\pm$ 1.45 ^E
	Feldspathic porcelain	203.15 $\pm$ 3.59 ^F	185.66 $\pm$ 2.80 ^E	1.58 $\pm$ 1.80 ^F	-7.17 $\pm$ 1.40 ^E

Different superscript letters in the same column show a significant difference between groups ($P < 0.01$)

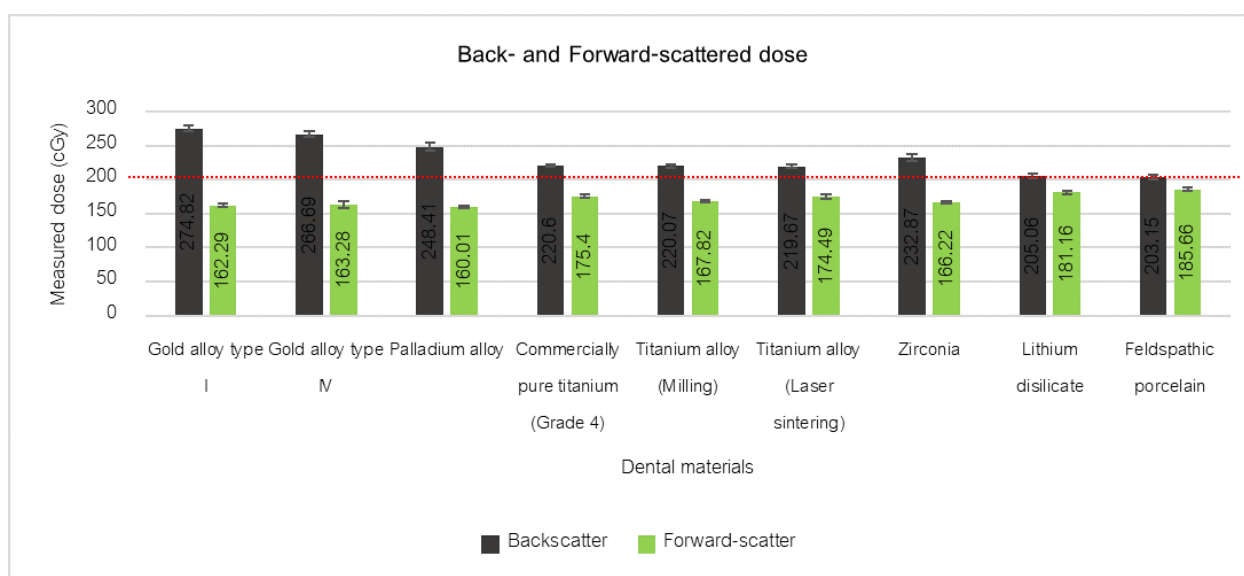


Figure 3 Back- and forward-scattered dose among nine dental materials (exposure dose at 200 cGy)

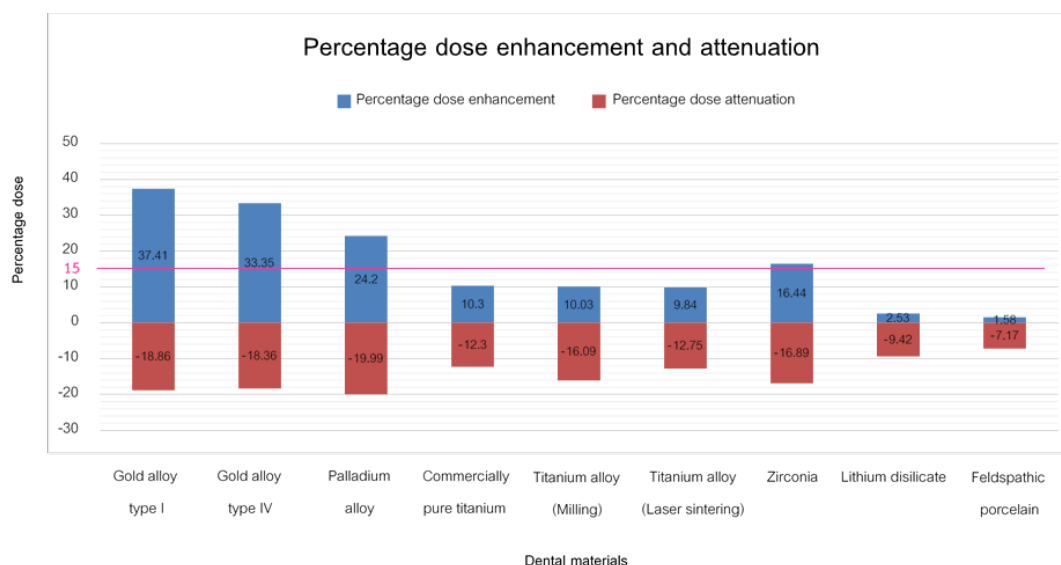


Figure 4 Percentage dose enhancement and percentage dose attenuation among nine dental materials. (15 % dose enhancement leads to osteoradionecrosis)

Comparison among nine dental materials using one-way ANOVA with p -value below 0.01 showed that there was a statistically significant difference of percentage dose enhancement among gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy and zirconia. However, there was no statistically significant difference of percentage dose enhancement among commercially pure titanium (grade 4), titanium alloy (milling) and titanium alloy (laser sintering). Again, there was no statistically significant difference between lithium disilicate and feldspathic porcelain. For forward-scattered measurement, feldspathic porcelain was observed for the highest forward-scattered dose (185.66 ± 2.8 cGy) while palladium alloy was noted for the lowest forward-scattered dose (160.01 ± 2.30 cGy). There was no statistically significant difference of percentage dose attenuation among gold alloy type I, gold alloy type IV, and palladium alloy. Percentage dose attenuation between commercially pure titanium (grade 4) and titanium alloy (laser sintering) were not significantly different. Moreover, lithium disilicate and feldspathic porcelain showed no statistical difference in percentage dose attenuation.

Discussion

It was shown that radiation can pass through all specimens. Objects which have higher backscatter radiation

showed less forward-scattered radiation (Fig. 3). The null hypothesis testing that back- and forward-scattered doses among nine dental materials were not different was rejected. From the results of this study (Fig. 4), among the noble alloy group, the results corresponded to the previous studies that gold alloy type I showed the highest backscattered dose enhancement compared to other materials.^{8,9,17,19} Among the titanium group, backscattered dose in commercially pure titanium was little higher than both of the titanium alloys, but there no significant differences, which was similar to previous studies.^{9,16} Among the ceramic group, zirconia was observed as the highest backscattered dose enhancement. It can be explained that the backscattered dose was strongly dependent on the effective atomic number of dental materials (Z_{eff}) or atomic number (Z) of the element which the highest dose was found in high Z material.²⁰

The density of materials also affects scattered radiation. The higher the density of materials, the higher the dose was found.^{17,20} For the same type of dental materials such as titanium alloy (milling) and titanium alloy (laser sintering) which have different fabrication processes, though they have the same effective atomic number of these dental materials, the densities are different. The density of milled titanium alloy is slightly higher than laser sintered titanium alloy (Table 1). Selective laser sintering (SLS) is

an additive technique which results in more porosities in this internal structure than milled titanium alloy which is fabricated by a milling technique from titanium block. In this study, it was found that dose enhancement in titanium alloy (milling) was slightly higher than titanium alloy (laser sintering) but there was no statistically significant difference between these materials. It could be inferred that the density of dental materials influences the different backscattered dose despite their identical compositions. Similar to a previous study which compared backscatter between titanium sheet and mesh, backscattered dose in titanium sheet was higher than titanium mesh.²¹ Therefore, the differences in the atomic number, compositions and densities of dental materials influence the difference in backscattered dose enhancement.^{17,20,22}

Backscattered radiation is the reversed radiation beam existing at tissue-material interface resulting in increased dose which is caused by scattered secondary electrons from higher atomic number material.⁷⁻⁹ This photon interaction was a result of Compton effect, pair production and photoelectric effect. The Compton effect is the effect in which a photon interacts with an outer orbital electron (low-binding energy) resulting in scattering in different directions between photons and electrons. The effect of high photon energy (excess of 1.02 MeV) attacks to either the field of the nucleus in atoms or the orbital electrons was pair production. When the incident photon interacts with the field of the atomic nucleus, this energy transforms into an electron and a positron, moving in the opposite directions. When the incident photon interacts with an orbital electron in an atom, three particles, two electrons and one positron, are produced from the interaction site. The Photoelectric effect is the effect that a photon interacts with a firmly bound inner orbital electron of atomic shells (high-binding energy electron) and transfers all energy to that electron. The Compton effect was predominant in the wide photon energy range from ~20 KeV to 20 MeV and was dependent on electron density of the material but independent on atomic number (Z)

while pair production together with the photoelectric effect were dependent on atomic number (Z).²³⁻²⁵ Increasing the dose originated by backscattered radiation of the head and neck cancer treatment has undesirable outcomes. It could lead to oral complications such as mucositis for metal restorations and bone necrosis around a dental implant.¹¹ An increase in the incidences of bone necrosis around the osseointegrated titanium implants was reported as a result of dose enhancement of 10 - 15 % and 15-21 %.^{26,27} Based on observations, gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy and zirconia showed more than 15 % increasing dose (Fig. 4). Hence, dentists should be aware when using these materials which could lead to oral mucositis and osteoradionecrosis. There were some recommendations of management for the implant system during radiotherapy. Removal of implant superstructures (all prostheses, frameworks and abutments) should be done prior to irradiation whereas the remaining implant substructures (implant fixtures) in bone should be covered with intact skin or mucosa.¹⁰ A HA-coated implant was suggested to be utilized for high-risk head and neck cancer patients because it has the lowest scattered radiation.^{15,16} Moreover, since mucositis resulting from backscattered-dose-enhancement effect is a major complication of radiotherapy, a fluoride tray without fluoride gel or protective stent or dental guard in thickness of 3 or 5 mm is recommended for these patients during radiotherapy.^{17,19,28,29} In addition, placing a cotton roll soaked in water between restorations and soft tissue is also able to decrease the dose to the mucosa.⁷ The reason is that the backscattered radiation dose significantly increased with the reduction of distance between tissue-metal interface. At 0 mm from tissue-metal interface was the distance of the highest dose enhancement.^{15,17} Tso *et al.* found that at least a 50 % decrease in dose enhancement was observed in 1-mm distance from the interface and the lowest dose enhancement at 5-mm distance interface was noted.¹⁷ One study noticed that the scattered radiation of 3-mm distance interface was rarely observed for back-

scattered dose.¹⁵ Thus, this study measured dose at 0 mm interface because this distance was the highest back- and forward-scattered dose observation.

Nowadays, ceramic has become more popular for dental restorations even for implant abutment and fixtures such as zirconia material. Zirconia, with its tooth-like color or white color, is recognized as ceramic composed of metal oxide (ZrO_2) combined with rare earth oxides as pigment for ceramics. Zirconium is one of the transitional metal elements in the periodic table of which its' atomic number is 40.³⁰ In this study, the backscattered dose in zirconia was as high as other metal materials like gold alloy, palladium alloy, commercially pure titanium and titanium alloys. Especially, zirconia backscattered dose was significantly higher than commercially pure titanium and titanium alloys. This can be assumed that zirconia characteristically was conducted like metal. In ceramic materials, zirconia, lithium disilicate, feldspathic porcelain, dose enhancement in zirconia was 16.44 % which was higher than 15 % that might lead to osteoradionecrosis while the other ceramics were lower than 15 %.

On the contrary, a forward-scattered dose was generally reduced when the atomic number of dental materials was increased. In other words, percentage dose attenuation was mostly diminished by a decreasing atomic number. In this present study, the highest percentage dose attenuation was found in palladium alloy while the lowest one was found in feldspathic porcelain which was found as the lowest backscattered dose as well. This means that the higher the atomic number of dental materials is, the less the radiation penetration passing through these materials to the cancer target is found. It should be taken into account the dose attenuation to the cancer behind these scattering dental materials in order not to provide an under-prescribed dose to the cancer target. These results resembled other studies. Friedrich *et al.* found that a titanium implant absorbed almost 16 % of the dose behind it which were similar to the present study (approximately 12.30 % - 16.09 %).³¹ Again, Çatli *et al.* said that the dose attenuation behind

pure titanium and titanium alloy prostheses were 14.8 % and 14.2 %, respectively.³²

The research design of this study tried to eliminate some errors in previous studies about dose measurement in antero-posterior beam from flat dosimeter attached to a curved specimen like a dental implant fixture which the measured dose was undervalued.^{9,16} According to the flat surface of the OSL dosimeter in this study, the specimen was designed to also be a flat surface in order to magnify the OSL sensitivity. Consequently, a full scattered dose could be measured. A backscattered dose represented a dose at a direct surface of dental materials which was perpendicular to radiation, but did not depend on the surface area or size of dental materials.²⁶ Since intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) with rotating beam around the patient are used for radiotherapy for head and neck cancer³³, the total backscattered dose around the dental implant surface is observed as the same as flat specimens in this study. However, the limitation of this study was that even though the OSL dosimeter had several advantages such as high sensitivity, simple, small size and erasable measurement device, its accuracy was about ± 10 % in which there were some errors of the measurement.³⁴

Among the tested titanium groups, any titanium can be used in implant dentistry since backscattered doses were not statistically significantly different. However, zirconia (3Y-TZP) should be carefully used in the oral cavity because it has a higher backscattered dose than titanium material. Especially with increasing demands for esthetics, zirconia dental implants should be used with caution. Multidisciplinary care between a radiotherapist and a dentist is essential for radiotherapy treatment planning for radiation dose, field of radiation and dental management prior to radiotherapy. Moreover, as several side effects from radiotherapy can occur, periodic dental care in patients who have undergone radiotherapy is also significant to get a better quality of life. Further study should be conducted on the back- and forward-scattered dose of dental materials

in the cadaver model which represents human soft tissue and bone.

Conclusion

Within the limitation of this *in-vitro* study, the following conclusions were drawn:

1. There were only four dental materials (gold alloy type I, gold alloy type IV, palladium alloy and zirconia) of which percentage dose enhancement was more than 15 %.
2. Among ceramic groups, zirconia showed the most backscattered dose enhancement of more than 15 %.
3. The higher atomic number and density of materials, the more backscattered dose enhancement and the less of forward-scattered dose were found.
4. Selection of proper dental restorative and implant materials in patients with high risk of head and neck cancer was important. Since zirconia (3Y-TZP) was observed in a higher backscattered dose than titanium material leading to osteoradionecrosis, zirconia dental implants should not have existed in the field of radiation with high dose to bone.
5. Due to backscattering effect at 0 mm from high atomic number of dental materials, metal alloys or zirconia framework on implant is recommended to remove from oral cavity during radiotherapy. Metal alloys or zirconia crowns or bridges are required to have a dental guard to prevent oral mucositis.

Acknowledgment

- Linear accelerator (Elekta Synergy, Stockholm, Sweden) was kindly supported by Assist. Prof. Dr. Sunantha Srisubat-Ploysongsang, Boonrut Vutiprasertpong and Sanchai Lookkaew; Radiation physicist from Horizon Regional Cancer Center, Bumrungrad Hospital, Bangkok, Thailand.

- OSL dosimeters (nanoDot, Landauer, USA) were kindly supported by Waraporn Sudchai, Nittima Rungpin and Natch Rattananarungchai; Nuclear scientist, Thailand Institute of Nuclear Technology (Public Organization).

- Statistical analysis was kindly provided by Dr. Nareudee Limpuangthip; Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

- Language assistance was kindly provided for by Dr. Wareeratn Chengprapakorn; Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

References

1. IARC. Thailand: Globocan 2018: International Agency for Research on Cancer (IARC); 2018 [updated 26/04/2020. Available from: <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/764-thailand-fact-sheets.pdf>.
2. Tangjaturonrasme N, Vatanasapt P, Bychkov A. Epidemiology of head and neck cancer in Thailand. *Asia Pac J Clin Oncol* 2018;14(1):16-22.
3. Barrett A, Dobbs J, Morris S, Roques T. Practical radiotherapy planning. Italy: Macmillan Publishing Solutions; 2009.
4. Harrison JS, Stratemann S, Redding SW. Dental implants for patients who have had radiation treatment for head and neck cancer. *Spec Care Dentist* 2003;23(6):223-9.
5. Satheesh Kumar P, Balan A, Sankar A, Bose T. Radiation induced oral mucositis. *Indian J Palliat Care* 2009;15(2):95-102.
6. Vissink A, Jansma J, Spijkervet FK, Burlage FR, Coppes RP. Oral sequelae of head and neck radiotherapy. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14(3):199-212.
7. Chin DW, Treister N, Friedland B, Cormack RA, Tishler RB, Makrigiorgos GM, et al. Effect of dental restorations and prostheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(1):2853.
8. Farahani M, Eichmiller FC, McLaughlin WL. Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. *Phys Med Biol* 1990;35(3):369-85.
9. Wang RR, Pillai K, Jones PK. In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy. *J Prosthet Dent* 1996;75(6):626-32.
10. Granstrom G, Tjellstrom A, Albrektsson T. Postimplantation irradiation for head and neck cancer treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(5):495-501.
11. Silverman S, Jr. Oral cancer: complications of therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(2):122-6.
12. Beumer J, Faulkner RF, Shah KC, Moy PK. Fundamentals of implant dentistry, prosthodontic principles. China: Quintessence publishing; 2015.
13. Sathasivam HP, Davies GR, Boyd NM. Predictive factors for osteoradionecrosis of the jaws: A retrospective study. *Head & neck* 2018;40(1):46-54.
14. Granstrom G. Osseointegration in irradiated cancer patients: an analysis with respect to implant failures. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(5):579-85.
15. Serichetaphongse P, Sitthikhunkitt P, Srisubat-Ploysongsang S. Measurement of scattered radiation from dental implants in dry human jaw during radiotherapy. *CU Dent J* 2004;27:235-46.

16. Wang R, Pillai K, Jones PK. Dosimetric measurement of scattered radiation from dental implants in simulated head and neck radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):197-203.
17. Tso TV, Hurwitz M, Margalit DN, Lee SJ, Williams CL, Rosen EB. Radiation dose enhancement associated with contemporary dental materials. *J Prosthet Dent* 2019;121(4):703-7.
18. Leghuel HA. Radiation Backscatter of Zirconia. United States, North America: The Ohio State University; 2013.
19. Reitemeier B, Reitemeier G, Schmidt A, Schaal W, Blochberger P, Lehmann D, *et al.* Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):323-7.
20. Azizi M, Mowlavi AA, Ghorbani M, Davenport D. Effect of various dental restorations on dose distribution of 6 MV photon beam. *J Cancer Res Ther* 2017;13(3):538-43.
21. Sakamoto Y, Koike N, Takei H, Ohno M, Miwa T, Yoshida K, *et al.* Influence of backscatter radiation on cranial reconstruction implants. *Br J Radiol* 2017;90(1070):20150537.
22. Shimamoto H, Sumida I, Kakimoto N, Marutani K, Okahata R, Usami A, *et al.* Evaluation of the scatter doses in the direction of the buccal mucosa from dental metals. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16(3):5374.
23. Podgoršak EB. Radiation physics for medical physicists. Heidelberg: Springer; 2010.
24. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Basic radiation oncology. Berlin, Heidelberg: Springer; 2010.
25. Sprawls P. Physical principles of medical imaging. 2nd ed. Madison, Wisconsin [Estados Unidos]: Medical Physics Publishing; 1995.
26. Ozen J, Dirican B, Oysul K, Beyzadeoglu M, Ucok O, Beydemir B. Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(6):743-7.
27. Mian TA, Van Putten MC, Jr., Kramer DC, Jacob RF, Boyer AL. Backscatter radiation at bone-titanium interface from high-energy X and gamma rays. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;13(12):1943-7.
28. Matsuzaki H, Tanaka-Matsuzaki K, Miyazaki F, Aoyama H, Ihara H, Katayama N, *et al.* The role of dentistry other than oral care in patients undergoing radiotherapy for head and neck cancer. *Jpn Dent Sci Rev* 2017;53(2):46-52.
29. Rocha BA, Lima LMC, Paranaíba LMR, Martinez ADS, Pires MBO, de Freitas EM, *et al.* Intraoral stents in preventing adverse radiotherapeutic effects in lip cancer patients. *Rep Pract Oncol Radiother* 2017;22(6):450-4.
30. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
31. Friedrich RE, Todorovic M, Krull A. Simulation of scattering effects of irradiation on surroundings using the example of titanium dental implants: a Monte Carlo approach. *Anticancer research* 2010;30(5):1727-30.
32. Çatli S. High-density dental implants and radiotherapy planning: evaluation of effects on dose distribution using pencil beam convolution algorithm and Monte Carlo method. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16(5):46-52.
33. Wiehle R, Knippen S, Grosu AL, Bruggmoser G, Hodapp N. VMAT and step-and-shoot IMRT in head and neck cancer: a comparative plan analysis. *Strahlenther Onkol* 2011;187(12):820-5.
34. Akselrod MS, Botter-Jensen L, McKeever SWS. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. *Radiat Meas* 2007;41:S78-S99.
35. Spiers FW. Effective Atomic Number and Energy Absorption in Tissues. *Br J Radiol* 1946;19(218):52-63.
36. Murty RC. Effective Atomic Numbers of Heterogeneous Materials. *Nature* 1965;207(4995):398-9.

ประสิทธิภาพของวิธีการฉายแสงที่แตกต่างกันต่อการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงที่ถูกบรรจุในโพรงฟันชนิดที่สอง

The Efficacy of Different Light-curing Protocols on Polymerization of High Viscosity Bulk-fill Resin Composite in Class II Restorations

รัชชา ชินนิยมวณิช¹, จิตพัฒน์ เงินสุทธีวรกุล², ราจุ บอตต้า², วาริณี ศรีมหาโชคตะ³, บุญทริก นียติวัฒน์ชาญชัย¹
Watcha Chinniyomwanich¹, Thitaphat Ngersutivorakul², Raju Botta², Varinee Srimahachota¹,
Boondarick Niyatiwatchanchai¹

¹ภาควิชาทันตกรรมทันตการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

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

²ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย ปทุมธานี ประเทศไทย

²National Electronics and Computer Technology (NECTEC), Thailand Science Park, Pathumthani, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของวิธีการฉายแสงที่แตกต่างกันต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง 2 ผลิตภัณฑ์ คือ ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์และเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ และ วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์ คือ ฟิลเทคแซต350เอกซ์ซี รวมทั้งหาความสัมพันธ์ของทั้ง 2 ตัวแปร ทดสอบในชิ้นงานจำนวน 96 ชิ้นที่ถูกสร้างจากโพรงฟันชนิดที่สองในห้องปฏิบัติการ (ความกว้าง 2 มิลลิเมตร ยาว 4 มิลลิเมตรและสูง 4 มิลลิเมตร) ชิ้นงานจากแต่ละผลิตภัณฑ์จำนวน 32 ชิ้นถูกแบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 8 ชิ้น ตามวิธีการฉายแสงที่แตกต่างกัน 4 รูปแบบ คือ กลุ่ม A และ B ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยว 20 วินาทีและ 40 วินาทีตามลำดับ และกลุ่ม C และ D ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยว 10 และ 20 วินาทีตามลำดับร่วมกับด้านใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านใกล้ลิ้น 10 วินาที ทำการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ทางตรงด้วยวิธีทางไมโครรามานสเปกโตรสโกปีที่มีความลึกชิ้นงาน 0 และ 4 มิลลิเมตร และวัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุที่มีความลึกชิ้นงาน 0.2 และ 4 มิลลิเมตร วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสามทาง การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว การเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดเกมส์-โฮเวลล์ และการทดสอบสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน โดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 ผลการศึกษาพบว่า ปัจจัยจากวิธีการฉายแสงและปัจจัยจากระดับความลึกของชิ้นงานส่งผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยที่ความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตรของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ทั้ง 2 ผลิตภัณฑ์ วิธีการฉายแสงของกลุ่ม A มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยกว่าวิธีการฉายแสงกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยพบแนวโน้มนี้ในวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมที่มีความลึก 2 มิลลิเมตรเช่นกัน โดยมีเพียงฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ที่ฉายแสงกลุ่ม D ที่มีความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ รวมทั้งพบความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุและอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของชิ้นงานเรซินคอมโพสิตในทุกผลิตภัณฑ์ โดยสรุปการฉายแสงวัสดุเรซินคอมโพสิตในการบูรณะโพรงฟันชนิดที่สอง อาจพิจารณาเลือกวิธีการฉายแสงที่มีความเหมาะสมกับผลิตภัณฑ์และแนะนำให้มีการฉายแสงเพิ่มเติมจากคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตเนื่องจากพบว่าการฉายแสงที่นานขึ้นส่งผลให้วัสดุมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งผิวสูงขึ้น

คำสำคัญ : ความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบอนุ, ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์, โพรงฟันชนิดที่สอง, วิธีการฉายแสง, วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง

Abstract

The objectives of this research were: 1) to study the efficacy of different light-curing protocols on microhardness and degree of conversion of two high viscosity bulk-fill resin composites (Filtek™ One Bulk Fill and Tetric® N-Ceram Bulk Fill) and a conventional resin composite (Filtek™ Z350XT), and 2) to evaluate the correlation between two variables. Ninety-six resin composite specimens (size 2x4 mm and 4 mm height) were fabricated *in vitro* from class II cavity in extracted human molar. For each composite material, specimens (n=32) were divided into 4 groups (n=8) according to light-curing protocols (group A: occlusal 20 s, group B: occlusal 40 s, group C: occlusal 10s + buccal 10s and lingual 10s and group D: occlusal 20 s + buccal 10s and lingual 10s). Degree of conversion of each specimen was evaluated using the Raman spectroscopy technique in two depths (0 mm and 4 mm depth). Microhardness was evaluated using the Knoop microhardness tester at three depths (0 mm, 2 mm, and 4 mm depth). Data were analyzed using three-way ANOVA, one-way ANOVA, Games-Howell post-hoc test and Pearson's correlation at a confidential level of 95%. Light-curing protocols and depths affected mean degree of conversion values and mean microhardness values of all materials significantly ($p<0.05$). At 4 mm depth, when both of the bulk-fill resin composites were cured by the group A protocol, mean degree of conversion values and mean microhardness values were significantly lower than the other curing protocols ($p<0.05$). Similar results were found when curing of conventional resin composite at 2 mm depth. Only group D of Filtek™ One Bulk Fill showed acceptable depth of cure. Microhardness ratios and degree of conversion ratio were correlated ($p<0.001$) in all materials. In conclusion, an appropriate light-curing protocol depends on the type of product being used. An additional curing time from the manufacturer's recommendations may be advised since it can lead to higher degree of conversion and microhardness of materials.

Keywords : Knoop microhardness, Degree of conversion, Class II cavity, Light-curing protocol, High viscosity bulk-fill resin composite

Received Date: Aug 18, 2021

Revised Date: Sep 23, 2021

Accepted Date: Dec 13, 2021

doi: 10.14456/jdat.2022.41

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ :

บุญทริก นียัติวณิชชาชัย ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์ 02-218-8795 โทรศัพท์มือถือ 093-415-6354 อีเมล boondarick.n@gmail.com

Correspondence to :

Boondarick Niyatiwatchanchai, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Henri Dunant Road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 093-415-6354 Email: boondarick.n@gmail.com

บทนำ

ปัจจุบันเรซินคอมโพสิต (Resin composite) เป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมในการบูรณะฟันโดยตรงในช่องปากทั้งฟันหน้าและฟันหลังเนื่องจากมีความสวยงามที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติสามารถยึดติดกับโครงสร้างฟันเมื่อใช้ร่วมกับสารยึดติด ช่วยเสริม

ความแข็งแรงให้กับโครงสร้างฟันที่เหลืออยู่ และช่วยลดการกร่อนแต่งโพรงฟันซึ่งเป็นการบูรณะฟันภายใต้แนวคิดการอนุรักษ์เนื้อฟัน¹⁻³ การบูรณะฟันด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม (Conventional resin composite) ให้ประสบความสำเร็จ ต้องอาศัย

ความระมัดระวังในการบูรณะแต่ละขั้นตอน เช่น การบูรณะฟันทีละชั้น (Incremental technique) ชั้นละไม่เกิน 2 มิลลิเมตรเพื่อให้วัสดุมีการเกิดพอลิเมอร์ (Polymerization) อย่างเพียงพอภายหลังการฉายแสง⁴ ทำให้วัสดุมีคุณสมบัติที่ดีและลดความเค้นจากการหดตัวของวัสดุภายหลังการเกิดพอลิเมอร์ (Polymerization shrinkage stress)⁵ แต่อย่างไรก็ตาม การอุดทีละชั้นทำให้ต้องใช้เวลาการทำงานที่นานและเพิ่มโอกาสเกิดความผิดพลาดอื่นตามมา เช่น การบ่นเปื้อนของความชื้นระหว่างการทำงาน การเกิดช่องว่างระหว่างชั้นวัสดุ ส่งผลให้วัสดุบูรณะมีคุณสมบัติไม่ดี⁶ จึงเป็นที่มาของการพัฒนาวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์ (Bulk-fill resin composite) ที่มีความลึกในการบ่มตัว (Depth of cure) เพิ่มขึ้นคือ มีความลึกในการบ่มตัวประมาณ 4-5 มิลลิเมตรซึ่งมากกว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมที่มีความลึกในการบ่มตัว 2 มิลลิเมตร⁷ ทำให้สามารถลดขั้นตอนการบูรณะ ลดโอกาสเกิดความผิดพลาด และลดระยะเวลาการทำงาน โดยที่วัสดุเรซินคอมโพสิตยังคงมีคุณสมบัติที่ดีอยู่

วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์มักถูกใช้ในการบูรณะโพรงฟันที่มีความลึกหรือมีขนาดใหญ่ เช่น การบูรณะเพื่อทำแกนฟัน การบูรณะโพรงฟันชนิดที่หนึ่ง (Class I cavity) และชนิดที่สอง (Class II cavity)⁸ อย่างไรก็ตามในโพรงฟันที่มีทั้งความลึกและข้อจำกัดที่ทำให้มีการเกิดพอลิเมอร์ได้ยาก เช่น บริเวณด้านใกล้เหงือกของโพรงฟันชนิดที่สองที่มีระยะห่างระหว่างปลายกระบอกเครื่องฉายแสงและโพรงฟันมาก การฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวเพียงอย่างเดียวอาจไม่สามารถทำให้เกิดพอลิเมอร์ได้เพียงพอ⁹ อีกทั้งวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์แต่ละผลิตภัณฑ์มีองค์ประกอบที่ต่างกันไป¹⁰ ดังนั้นวิธีการฉายแสงรูปแบบเดียวกันอาจส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของผลิตภัณฑ์ที่ต่างกันได้ เมื่อพิจารณาคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์ในแต่ละผลิตภัณฑ์พบว่ามีความแตกต่างกันในเรื่องวิธีการฉายแสง เช่น บางผลิตภัณฑ์มีคำแนะนำให้ฉายแสงจากด้านบดเคี้ยวของโพรงฟันร่วมกับการฉายแสงจากด้านข้างของโพรงฟันภายหลังการถอดแผ่นเมทริกซ์ชนิดโลหะในการบูรณะโพรงฟันชนิดที่สอง แต่ในบางผลิตภัณฑ์แนะนำให้ฉายแสงจากด้านบดเคี้ยวเพียงด้านเดียว โดยการฉายแสงทางด้านข้างของโพรงฟันร่วมด้วยอาจเป็นทางเลือกเท่านั้น

จากข้อมูลในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจนในเรื่องวิธีการฉายแสงที่มีประสิทธิภาพที่สุด จึงเป็นที่น่าสนใจว่าการบูรณะฟันด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์ในโพรงฟันชนิดที่สองที่ใช้วิธีการฉายแสงที่ต่างกันจะส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุหรือไม่ วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้จึงต้องการศึกษา 1. ผลของการฉายแสงจากเครื่องฉายแสงด้วยวิธีการที่ต่างกันต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความ

แข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลล์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง (High viscosity bulk-fill resin composite) ที่ถูกบูรณะในโพรงฟันชนิดที่สอง 2. ศึกษาความสัมพันธ์ของความแข็งผิวระดับจุลภาคและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่เกิดขึ้น โดยมีสมมติฐานของการศึกษาคือ 1. วิธีการฉายแสงจากเครื่องฉายแสงแต่ละวิธีไม่ส่งผลต่อความแข็งผิวระดับจุลภาคและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตแต่ละชนิดที่ถูกบูรณะในโพรงฟันชนิดที่สอง 2. วิธีการฉายแสงแต่ละวิธีส่งผลต่อความแข็งผิวระดับจุลภาคและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตแต่ละชนิดที่ถูกบูรณะในโพรงฟันชนิดที่สองในแต่ละระดับความลึกไม่แตกต่างกัน 3. ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคและอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของชิ้นงานเรซินคอมโพสิต

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

การเลือกและเตรียมฟัน

การศึกษานี้เป็นการศึกษาที่จำลองการบูรณะโพรงฟันชนิดที่สองด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตโดยเลือกใช้ฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 1 ซี่ ซึ่งได้ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการศึกษาวិจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยแล้ว โดยฟันจะต้องปราศจากรอยผุ วัสดุบูรณะหรือรอยร้าวจากการตรวจสอบภายใต้กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Stereo microscope, SZ 61, OLYMPUS, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 10 เท่าและเลือกฟันให้มีขนาดใกล้เคียงกับฟันกรามล่างจำลองซี่ที่หนึ่งในแบบจำลองฟัน (Dentoform) ทำความสะอาดฟันและเก็บฟันในน้ำกลั่นผสมไทโมล ความเข้มข้นร้อยละ 0.1 เป็นระยะเวลา 1 สัปดาห์ภายหลังการถอนฟันและเปลี่ยนไปแช่น้ำเกลือ (Normal saline) ซึ่งระยะเวลาในการศึกษาจะไม่เกิน 3 เดือน¹¹ จากนั้นฟันกรามที่ถูกคัดเลือกจะถูกยึดในตำแหน่งของฟันกรามซี่ที่หนึ่งในแบบจำลองฟันด้วยวัสดุพิมพ์ปากแบบซิลิโคนภายหลังการถอดก้นส่วนของรากฟันให้ไม่มีส่วนยึดติดเพื่อให้ฟันกรามสามารถถอดใส่ได้ในตำแหน่งเดิมและสามารถถอดฟันมาเก็บในน้ำกลั่นเพื่อป้องกันการสูญเสียฟันสำหรับฟันจำลองที่ติดกับฟันกรามที่ถูกคัดเลือกจะมีการเรียงตัวที่มีลักษณะเหมือนในช่องปากจึงเป็นการจำลองสถานการณ์การทำงานในคลินิก

ฟันกรามที่ถูกคัดเลือกจะถูกขัดบริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันจนถึงจุดลึกสุดของหลุมร่องฟันด้วยเครื่องขัดอัตโนมัติร่วมกับกระดาษทรายเบอร์ 400 ภายใต้น้ำ โดยให้รอยขีดขนานกับด้านบดเคี้ยวของฟันเพื่อให้สามารถวางส่วนปลายของเครื่องฉายแสงให้ตั้งฉากกับโพรงฟัน

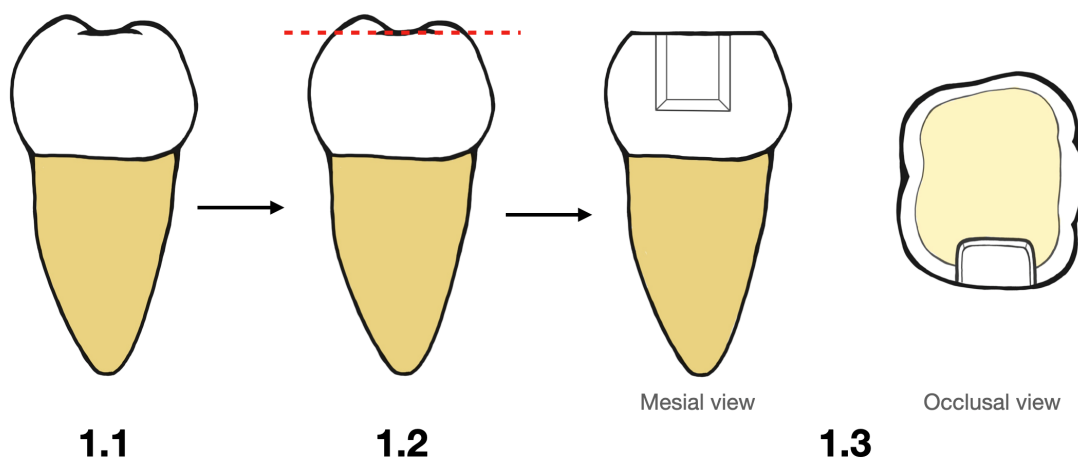
และมีระยะห่างสม่ำเสมอกับพื้นผิวชิ้นงาน จากนั้นทำการกรอแต่งโพรงฟันชนิดที่สอง โดยใช้หัวกรอกากเพชรทรงกระบอกรูปทรงสอบปลายตัดชนิดกรอเร็ว (Flat End Taper Diamond Bur) ร่วมกับน้ำขณะกรอแต่ง ให้มีความลึกของโพรงฟันจากด้านบดเคี้ยวถึงด้านใกล้เหงือก 4 มิลลิเมตร ความกว้างของโพรงฟันในแนวด้านใกล้และไกลแก้ม 4 มิลลิเมตรและความกว้างของโพรงฟันในแนวใกล้กลางและไกลกลาง 2 มิลลิเมตร โดยลักษณะของโพรงฟันด้านในจะมีลักษณะผายขึ้นสู่ด้านบดเคี้ยวเล็กน้อยเพื่อให้สามารถนำวัสดุภายหลังการป่นตัวออกจากโพรงฟันได้โดยมีการตรวจสอบมิติโพรงฟันที่ทำการกรอเตรียมด้วยดิจิตอลเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ (รูปที่ 1)

เตรียมแผ่นเมทริกซ์ชนิดโลหะกับเครื่องมือยึดเมทริกซ์ชนิดท็อฟเฟอมาด์ (Tofflemire matrix) ทำการยึดเมทริกซ์กับฟันที่เตรียมโพรงฟันไว้แล้ว โดยให้แผ่นเมทริกซ์แนบและครอบคลุมโพรงฟันทั้งหมด ขอบด้านบนอยู่เหนือโพรงฟันประมาณ 1 มิลลิเมตร ใช้เวดจ์ไม้ (Wooden wedge) สอดระหว่างซี่ฟัน ซึ่งก่อนการใส่วัสดุเรซินคอมโพสิตในโพรงฟัน โพรงฟันจะถูกเคลือบด้วยกลีเซอรินบาง ๆ (99% Glycerine solution) โดยการใช้พู่กันปลายเล็ก (Microbrush) ทาให้ทั่วโพรงฟัน จากนั้นเป่าลมเบา ๆ จากหัวเป่าลมและน้ำแบบสามทาง (Triple syringe) เพื่อให้สามารถนำวัสดุเรซินคอมโพสิตออกจากโพรงฟันเพื่อนำไปทดสอบต่อไปได้ โดยก่อนการบ่มชิ้นงานชิ้นต่อไป จะทำการกำจัดกลีเซอรินที่หลงเหลืออยู่ด้วยสำลีและน้ำก่อน ด้วยวิธีนี้จึงทำให้สามารถใช้ฟันหนึ่งซี่สำหรับการทำชิ้นงานหลายชิ้นได้

การเตรียมชิ้นงาน

ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงทั้งหมด 2 ผลิตภัณฑ์และวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์ (ตารางที่ 1) รวมเป็น 3 กลุ่ม แต่ละกลุ่มทำการฉายแสงด้วยวิธีการที่แตกต่างกันอีก 4 รูปแบบ รวมเป็นทั้งหมด 12 กลุ่ม ดังนั้น ในการศึกษาจึงเลือกใช้จำนวนชิ้นงาน 32 ชิ้นในแต่ละผลิตภัณฑ์ แบ่งเป็นกลุ่มละ 8 ชิ้นตามวิธีการฉายแสงที่แตกต่างกัน รวมเป็นจำนวนทั้งหมด 96 ชิ้น ฟันของแต่ละกลุ่มจะถูกบ่มระยะโดยการนำวัสดุใส่เข้าไปในโพรงฟันเพียงครั้งเดียวจนเต็มโพรงฟันและตกแต่งวัสดุทางด้านบดเคี้ยวให้มียุ่ระดับเดียวกับพื้นผิวทางด้านบดเคี้ยวของฟัน โดยใช้เครื่องมือบ่มวัสดุเรซินคอมโพสิต (Composite filling instrument; PF1G4/5, Hu-Friedy, Chicago, IL, USA) จากนั้นจะทำการการฉายแสงด้วยวิธีการฉายแสงที่แตกต่างกัน 4 รูปแบบ คือ

- กลุ่ม A ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 20 วินาที
- กลุ่ม B ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 40 วินาที
- กลุ่ม C ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเป็นระยะเวลา 10 วินาที ด้านใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านใกล้ลิ้น 10 วินาที
- กลุ่ม D ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเป็นระยะเวลา 20 วินาที ด้านใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านใกล้ลิ้น 10 วินาที



รูปที่ 1 แผนภาพของการเตรียมชิ้นงานเรซินคอมโพสิต (1.1 ฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่ง 1.2 ด้านบดเคี้ยวของฟันถูกตัดในแนวขวางจนถึงจุดลึกสุดของหลุมร่องฟัน 1.3 โพรงฟันชนิดที่สองภายหลังการกรอแต่ง)

Figure 1 Diagrammatic presentation of resin composite specimen's preparation (1.1 lower first molar 1.2 the occlusal surface of tooth was horizontally cut down to deepest part of the pit and fissure 1.3 Class II cavity after cavity preparation)

ตารางที่ 1 รายละเอียดของผลิตภัณฑ์และวิธีการใช้งานตามที่เป็นที่ผลิตและนำมาใช้ในการศึกษา

Table 1 Manufacturers' information of materials used in this study

Material	Lot no.	Shade	Type	Filler	Resin matrix	Filler content (%wt/%vol)	Maximum thickness	Light curing protocols
Filtek™ One Bulk fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA)	NA59247	A3	Nanofil	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), AUDMA, UDMA and 1, 12-dodecane-DMA	76.5/58.5	4 mm (Class I) 5 mm (Class II), Core build-up	- 40 sec (output 550-1000 mW/cm ²) - 20 sec (output 1000-2000 mW/cm ²) - 20 sec/surface: O, B, Li (output 550-1000mW/cm ²) - 10sec/surface: O, B, Li (output 1000-2000 mW/cm ²) - 20 sec (output 550-1000 mW/cm ²) - 10 sec (output 1000-2000 mW/cm ²)
Tetric N-ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)	Z009GJ	IVA	Nano hybrid	Barium aluminium silicate glass (0.4 µm and 0.7µm), Ytterbium trifluoride (200 nm), Spherical mixed oxide (160 nm)	Dimethacrylates (Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA)	77/54	4 mm	- 20 sec (output ≥ 500 mW/cm ²) - 10 sec (output ≥ 1000 mW/cm ²) (When using a metal matrix, additional polymerize the composite material from the buccal or lingual/palatal aspect after removing the matrix)
Filtek™ Z350XT (3M ESPE, St Paul, MN, USA)	NA77397	A3 Body	Nanofil	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 400-1000 mW/cm ²) - 10 sec (output 1000-2000 mW/cm ²)

โดยการศึกษาได้ใช้เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดีที่มีความยาวคลื่นแสงครอบคลุมสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงในทุกผลิตภัณฑ์ (LED curing light; Bluephase N; Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร โดยใช้รูปแบบความเข้มแสงสูง (High Power Mode) ที่มีความเข้มแสงอย่างน้อย 1,200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร การฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยว ปลายกระบอกของเครื่องฉายแสงจะวางตั้งฉากกับด้านบดเคี้ยวและวางให้ครอบคลุมโพรงฟันทั้งหมด (มีการกำหนดจุดในการวางของปลายกระบอกเครื่องฉายแสง) โดยระยะห่างระหว่างปลายกระบอกเครื่องฉายแสงกับชิ้นงานจะทำให้มีมาตรฐานที่เหมือนกันคือวางปลายกระบอกเครื่องฉายแสงให้ติดกับแผ่นเมทริกซ์ชนิดโลหะ (ระยะห่างจากชิ้นงาน 1 มิลลิเมตร) จากนั้นกลุ่มที่ต้องฉายแสงด้านใกล้แก้มและด้านใกล้ลิ้นของวัสดุจะฉายแสงภายหลังการฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยว โดยถอดแผ่นเมทริกซ์ชนิดโลหะกับเครื่องมือเมทริกซ์ชนิดที่ฟลอป-มายด์กับเวดจ์ไม้ ออก วางปลายกระบอกเครื่องฉายแสงให้ขนานกับแนวการเรียงตัวของฟันและวางให้ใกล้ชิ้นงานมากที่สุด (มีการกำหนดจุดในการวางของปลายกระบอกเครื่องฉายแสง) ทำการวัดความเข้มแสงของเครื่องฉายแสงด้วยเครื่องวัดความเข้มแสง (LED Radiometer; DEMITRON, (Kerr; Orange, CA, USA)) ก่อนการเตรียมชิ้นงานแต่ละครั้งและวัดซ้ำทุก ๆ ครั้งซึ่งโมเมนต์ในระหว่างการเตรียมชิ้นงาน โดยเครื่องฉายแสงต้องมีความเข้มแสงไม่น้อยกว่า 1,200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร หลังจากฉายแสงเรียบร้อยแล้ว จะทำการถอดฟันกรามออกจากแบบจำลองฟัน และนำชิ้นงานออกจากโพรงฟันอย่างระมัดระวัง หลังจากนั้นขัดผิวของชิ้นงานทุกด้านด้วยกระดาษทรายเบอร์ 1,200 เพื่อกำจัดกอลลีเซอรินส่วนเกิน และผิวด้านนอกของชิ้นงานจะถูกขัดด้วยกระดาษทรายเบอร์ 400 เพื่อให้สามารถวางและตั้งอย่างมั่นคงในระหว่างการทดสอบความแข็งผิวได้ ทำการเก็บชิ้นงานไว้ในภาชนะควบคุมความชื้นสำหรับเก็บชิ้นงาน (Desiccator) ร่วมกับสารดูดความชื้นซิลิกาเจล (Silica gel) เพื่อให้ได้สภาวะแห้งภายใต้สภาวะมืด ที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียสในตู้ควบคุมอุณหภูมิเป็นเวลาอย่างน้อย 24 ชั่วโมง ก่อนนำไปวิเคราะห์ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคของชิ้นงานต่อไป

การวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์

วัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์บริเวณผิวด้านในของชิ้นงานด้านที่ติดกับผนังแกนฟัน (Axial wall) ทั้งหมด 2 บริเวณคือส่วนบนของชิ้นงานความลึก 0 มิลลิเมตรและส่วนล่างของชิ้นงานความลึก 4 มิลลิเมตร ทำการวัด 3 ตำแหน่งในแต่ละบริเวณที่กึ่งกลางชิ้นงานและทั้ง 2 ข้างของชิ้นงาน โดยวัดห่างจากขอบชิ้นงาน 0.2 มิลลิเมตรในทุกด้านแสดงในรูปที่ 2 ทำการวัดในชิ้นงานทั้งหมด 8 ชิ้นในแต่ละกลุ่มของวิธีการฉายแสงของแต่ละวัสดุด้วยเครื่องมือโรแมนสเปกโตรมิเตอร์ (confocal Raman microscope, Renishaw InVia Reflex,

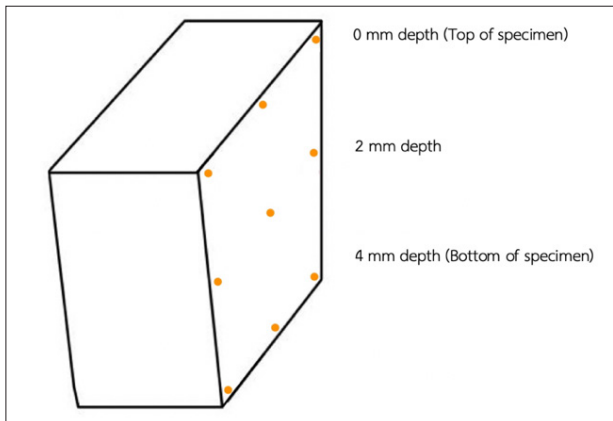
Gloucestershire, UK) ใช้ความยาวคลื่นของเลเซอร์ที่ 785 นาโนเมตร เวลาในการใช้แสงเลเซอร์ (Exposure time) เท่ากับ 10 วินาที ค่าพลังงานของเลเซอร์เท่ากับ 10% และใช้กำลังขยายของไมโครสโคป 50 เท่า และทำการวัดสเปกตรัมสัญญาณรบกวนของตัวอย่างในช่วงความยาวคลื่น (Wavenumber) 620 - 1720 เซ็นติเมตร⁻¹ หลังจากนั้นทำการเตรียมข้อมูล (Data preprocessing) โดยทำการปรับเส้นพื้นฐาน (Baseline correction) และปรับเส้นเรียบ (Smoothing) และหาค่าความเข้มสัญญาณรบกวน ณ ตำแหน่งความสูงของยอดกราฟที่สนใจ โดยทำการทดลองวัดสเปกตรัมของวัสดุเรซินคอมโพสิตทั้งก่อนและหลังการฉายแสงเพื่อนำมาคำนวณหาร้อยละของการเกิดพอลิเมอร์ (DC%) จากสมการดังแสดง

$$DC\% = [1 - (R_{\text{cured}} / R_{\text{uncured}})] \times 100$$

เมื่อ R คืออัตราส่วนระหว่างค่าความเข้มของสัญญาณรบกวนที่ตำแหน่ง 1640 เซ็นติเมตร⁻¹ (พันธะ C=C ของเมทาโครเลต) ต่อความเข้มสัญญาณที่ความสูงของยอดกราฟมาตรฐาน (Internal standard) ที่ตำแหน่ง 1610 เซ็นติเมตร⁻¹ (พันธะ C=C ของอะโรมาติก) สำหรับเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ (Tetric N-Ceram[®] Bulk Fill) และฟิลเทคแซด 350 เอกซ์ที (FiltekTM Z350XT) หรือที่ตำแหน่ง 1600 เซ็นติเมตร⁻¹ สำหรับฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ (FiltekTM One Bulk Fill) โดย “cured” หมายถึงค่าของวัสดุหลังการฉายแสง ส่วน “uncured” หมายถึงค่าของวัสดุก่อนการฉายแสง¹² หลังจากที่ทำ การวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์แล้วชิ้นงานถูกนำไปวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคต่อไป

การวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค

วัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคจากการวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูนด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค (Micro hardness tester; FM810, FUTURE-TECH, Kawasaki, Kanagawa, Japan) โดยใช้หัวกดเพชรนูน (Knoop diamond) ให้แรงกดที่ 50 กรัมแรง (gf) เป็นเวลา 15 วินาที¹³ ทำการวัดที่ผิวด้านในของชิ้นงานด้านที่ติดกับผนังแกนฟันทั้งหมด 3 บริเวณ คือที่ส่วนบนของชิ้นงานความลึก 0 มิลลิเมตร ที่ความลึกของชิ้นงาน 2 มิลลิเมตรและส่วนล่างของชิ้นงานความลึก 4 มิลลิเมตร ในแต่ละบริเวณจะทำการวัด 3 ตำแหน่งที่กึ่งกลางชิ้นงานและทั้ง 2 ข้างของชิ้นงาน โดยวัดห่างจากขอบชิ้นงาน 0.2 มิลลิเมตรในทุกด้านแสดงในรูปที่ 2 ทำการวัดขนาดรอยกดภายใต้กำลังขยาย 20 เท่า แล้วนำมาคำนวณค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูน (KNH) จากสมการ $KNH = 14.2 \times (F/d^2)$ เมื่อ F คือ แรงกด มีหน่วยเป็นกิโลกรัมแรง (Load applied: kgf) d คือ ความยาวของรอยกด มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร (Indentation length: mm) และให้ 14.2 คือค่าคงที่ของ Projected area ของรอยกด



รูปที่ 2 แสดงชิ้นงานเรซินคอมโพสิตภายหลังจากนำออกจากโพรงฟันและบริเวณที่ทำการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และความแข็งผิวระดับจุลภาคของชิ้นงาน

Figure 2 Resin composite specimen after removed from cavity and the areas that were measured degree of conversion and microhardness

การวิเคราะห์ทางสถิติ

การวิเคราะห์ค่าความแข็งผิวและค่าปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ในแต่ละบริเวณที่ทำการวัด จะหาค่าเฉลี่ยของตำแหน่งที่ทำการวัดทั้ง 3 จุด ได้เป็นค่าเฉลี่ยของแต่ละระดับความลึกของชิ้นงาน จากนั้นหาค่าเฉลี่ยรวมของชิ้นงานทั้ง 8 ชิ้นในแต่ละระดับความลึกในแต่ละกลุ่มการศึกษา จากนั้นทำการหาอัตราส่วนเป็นร้อยละของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่บริเวณผิวด้านในของชิ้นงานด้านที่ติดกับผนังแกนฟันที่ความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตร ต่อความลึกชิ้นงาน 0 มิลลิเมตร ซึ่งร้อยละ 80 คือค่าอัตราส่วนที่ยอมรับได้¹⁴ และนำมาวิเคราะห์ทางสถิติดังนี้

ทดสอบการแจกแจงของข้อมูลค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ด้วยการทดสอบโคโมโกรอฟ-สมิธอร์นอฟ (Kolmogorov-Smirnov test) ร่วมกับการทดสอบความเป็นเอกพันธ์ของความแปรปรวน (Homogeneity of variance test) เนื่องจากข้อมูลมีการแจกแจงปกติจึงใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสามทาง (Three-way ANOVA) ในการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ และใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) เพื่อหาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ในแต่ละวิธีการฉายแสงของแต่ละผลิตภัณฑ์ รวมถึงหาความแตกต่างของแต่ละระดับความลึกในแต่ละวิธีการฉายแสงด้วย และใช้สถิติการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณทวินิตเกมส์-โฮเวลล์ (Games-Howell's Post hoc test) ในการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างกลุ่มตัวอย่าง และสุดท้ายหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า

อัตราส่วนความแข็งผิวระดับจุลภาคและค่าอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ด้วยสถิติสหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation) ทุกสถิติที่คำนวณที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการศึกษา

ปัจจัยที่ส่งผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์

ปัจจัยที่ส่งผลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ต่อค่าเฉลี่ยความแข็งผิว คือ ปัจจัยจากความลึกของชิ้นงาน (Depth) และปัจจัยจากวิธีการฉายแสง (Light-curing protocol) เมื่อพิจารณาความสัมพันธ์ของทั้ง 2 ปัจจัย พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ปัจจัยที่ส่งผลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ต่อค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ คือ ปัจจัยจากความลึกของชิ้นงานและปัจจัยจากวิธีการฉายแสง เมื่อพิจารณาความสัมพันธ์ของทั้ง 2 ปัจจัย พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคของแต่ละวิธีการฉายแสงในชิ้นงานเรซินคอมโพสิต

ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคของแต่ละวิธีการฉายแสงในชิ้นงาน แสดงในตารางที่ 2 เมื่อพิจารณาในแต่ละวิธีการฉายแสง พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคเมื่อมีระดับความลึกของชิ้นงานที่ต่างกัน (0 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร และ 4 มิลลิเมตร) ในทุกผลิตภัณฑ์

ฟิลเทควันบลัคฟิลล์ ความลึกชิ้นงาน 0 มิลลิเมตร พบว่าชิ้นงานกลุ่ม B (ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 40 วินาที) มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวมากที่สุดและมากกว่ากลุ่ม A (ฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 20 วินาที) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม C (ฉายแสงทางด้านบดเคี้ยว 10 วินาทีที่ร่วมกับการฉายแสงเพิ่มเติมด้านใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านใกล้ลิ้น 10 วินาที) และกลุ่ม D (ฉายแสงทางด้านบดเคี้ยวเป็นระยะเวลา 20 วินาทีที่ร่วมกับการฉายแสงเพิ่มเติมด้านใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านใกล้ลิ้น 10 วินาที) ความลึกชิ้นงาน 2 มิลลิเมตร กลุ่ม D มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวสูงที่สุดและมากกว่ากลุ่ม A และกลุ่ม B อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม C ความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตร กลุ่ม D มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวสูงที่สุด ซึ่งมากกว่ากลุ่มวิธีการฉายแสงอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กลุ่ม C และกลุ่ม B มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวมากกว่ากลุ่ม A อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่ทั้ง 2 กลุ่มไม่มีความแตกต่างกัน

เททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ทั้งความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตรและ 4 มิลลิเมตร พบว่าชั้นงานกลุ่ม A มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวน้อยที่สุดและน้อยกว่ากลุ่มวิธีการฉายแสงอื่นทั้งหมดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่มอื่นไม่มีความแตกต่างกัน

ฟิลเทคแซด350เอกซ์ที ความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตร พบว่าชั้นงานกลุ่ม A มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวน้อยที่สุดและน้อยกว่ากลุ่ม B และกลุ่ม D อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม C โดยที่กลุ่ม B และกลุ่ม D ไม่มีความแตกต่างกัน ความลึกชั้นงาน 2 มิลลิเมตร กลุ่ม D มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวมากที่สุดและมากกว่ากลุ่ม A อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม B และกลุ่ม C ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตร ทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงไม่มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของแต่ละวิธีการฉายแสงในชั้นงานเรซินคอมโพสิต

ค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของแต่ละวิธีการฉายแสงในชั้นงานแสดงในตารางที่ 3 เมื่อพิจารณาในแต่ละวิธีการฉายแสง พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ของค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์เมื่อมีระดับความลึกของชั้นงานที่ต่างกัน (0 มิลลิเมตรและ 4 มิลลิเมตร) ในทุกผลิตภัณฑ์

ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ ความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตร พบว่าชั้นงานทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงไม่มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตร กลุ่ม A มีค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยที่สุดและน้อยกว่ากลุ่มวิธีการฉายแสงวิธีอื่นทั้งหมดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่มอื่น ไม่มีความแตกต่างกัน

เททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตร พบว่าชั้นงานกลุ่ม B มีค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากที่สุดและมากกว่ากลุ่ม A และกลุ่ม C อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม D และความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตร กลุ่ม B มีค่าเฉลี่ยปริมาณ

การเกิดพอลิเมอร์มากกว่ากลุ่มที่ A และ C อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม D

ฟิลเทคแซด350เอกซ์ที ทั้งความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรและ 4 มิลลิเมตร ทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงไม่มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ร้อยละของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรของแต่ละวิธีการฉายแสงในชั้นงานเรซินคอมโพสิต

ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ พบว่าชั้นงานในกลุ่ม D เพียงกลุ่มเดียวที่มีค่ามากกว่าร้อยละ 80 แต่เททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์และฟิลเทคแซด350เอกซ์ที ชั้นงานในทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 80 ทั้งหมด (รูปที่ 3)

ร้อยละของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรของแต่ละวิธีการฉายแสงในชั้นงานเรซินคอมโพสิต

ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์และเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์ ชั้นงาน ในทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงมีค่ามากกว่าร้อยละ 80 แต่สำหรับฟิลเทคแซด350เอกซ์ที ชั้นงานในกลุ่ม B เพียงกลุ่มเดียวเท่านั้นมีค่ามากกว่าร้อยละ 80 (รูปที่ 4)

ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคและอัตราส่วนค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรในชั้นงานเรซินคอมโพสิต

พบความสัมพันธ์ไปในทิศทางเดียวกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$, $r = 0.474$) ระหว่างอัตราส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคและอัตราส่วนค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรจากชั้นงานเรซินคอมโพสิตทุกผลิตภัณฑ์

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคของแต่ละวิธีการฉายแสงในชั้นงานแต่ละผลิตภัณฑ์

Table 2 Mean microhardness values of each light-curing protocol in all materials

Materials	Light-curing protocols	Mean (SD) of microhardness (KNH)		
		Depths (mm)		
		0	2	4
Filtek™ One Bulk Fill	A	98.41 (3.86) ^{Ba}	77.02 (3.41) ^{Bb}	62.56 (3.31) ^{Cc}
	B	111.69 (3.22) ^{Aa}	77.93 (4.75) ^{Bb}	69.06 (3.80) ^{BCc}
	C	105.70 (4.61) ^{ABa}	83.60 (5.91) ^{ABb}	72.46 (3.47) ^{Bc}
	D	105.85 (3.19) ^{Aa}	93.14 (3.84) ^{Ab}	84.92 (6.09) ^{Ac}

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคของแต่ละวิธีการฉายแสงในชิ้นงานแต่ละผลิตภัณฑ์ (ต่อ)

Table 2 Mean microhardness values of each light-curing protocol in all materials (cont.)

Mean (SD) of microhardness (KNH)				
Materials	Light-curing protocols	Depths (mm)		
		0	2	4
Tetric N-Ceram [®] Bulk Fill	A	65.01 (2.43) ^{Ba}	54.78 (2.56) ^{Bb}	41.12 (5.20) ^{Bc}
	B	83.94 (5.43) ^{Aa}	70.78 (5.62) ^{Ab}	53.47 (3.77) ^{Ac}
	C	77.78 (2.23) ^{Aa}	66.65 (1.82) ^{Ab}	52.17 (3.11) ^{Ac}
	D	83.23 (3.08) ^{Aa}	70.47 (3.09) ^{Ab}	56.10 (3.50) ^{Ac}
Filtek [™] Z350XT	A	88.86 (5.24) ^{Ba}	69.90 (4.18) ^{Bb}	43.32 (4.69) ^{Ac}
	B	102.41 (3.18) ^{Aa}	83.08 (5.15) ^{Ab}	47.85 (5.58) ^{Ac}
	C	98.35 (4.33) ^{ABa}	84.82 (3.74) ^{Ab}	43.99 (3.92) ^{Ac}
	D	104.41 (4.30) ^{Aa}	88.73 (2.85) ^{Ab}	52.49 (4.44) ^{Ac}

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 ($p>0.05$)

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของแต่ละวิธีการฉายแสงในชิ้นงานแต่ละผลิตภัณฑ์

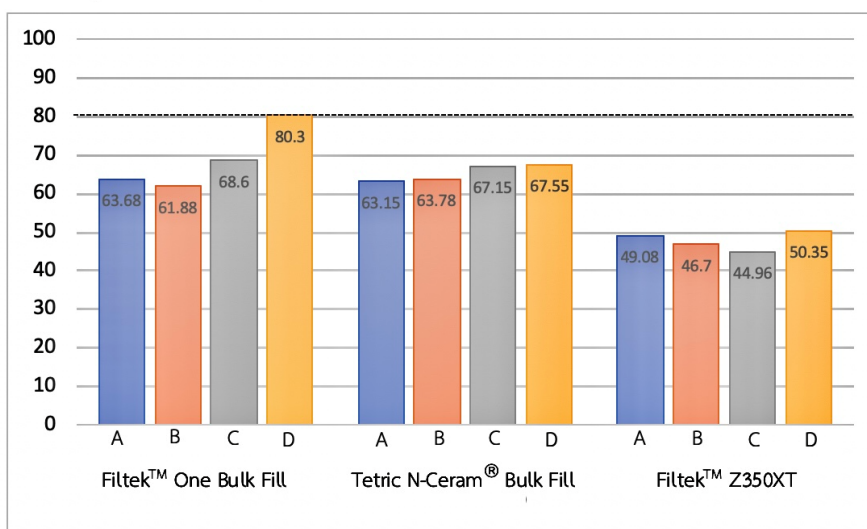
Table 3 Mean degree of conversion values of each light-curing protocol in all materials

Mean (SD) of degree of conversion (%)				
Materials	Light-curing protocols	Depths (mm)		
		4	4	
Filtek [™] One Bulk Fill	A	52.35 (3.61) ^{Aa}	44.43 (4.57) ^{Ab}	
	B	56.47 (3.56) ^{Aa}	51.98 (3.45) ^{Bb}	
	C	51.94 (3.74) ^{Aa}	45.87 (3.60) ^{ABb}	
	D	54.40 (2.84) ^{Aa}	50.42 (2.16) ^{ABb}	
Tetric N-Ceram [®] Bulk Fill	A	48.52 (1.68) ^{Aa}	36.69 (2.31) ^{Ab}	
	B	52.22 (0.92) ^{Ba}	45.93 (1.87) ^{Bb}	
	C	44.99 (1.08) ^{Aa}	40.79 (1.74) ^{ABb}	
	D	49.27 (1.04) ^{ABa}	45.62 (1.82) ^{Bb}	
Filtek [™] Z350XT	A	57.01 (1.26) ^{Aa}	44.52 (1.71) ^{Ab}	
	B	56.99 (2.37) ^{Aa}	47.32 (4.96) ^{Ab}	
	C	52.78 (2.47) ^{Aa}	41.59 (4.13) ^{Ab}	
	D	55.94 (3.11) ^{Aa}	44.44 (5.90) ^{Ab}	

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

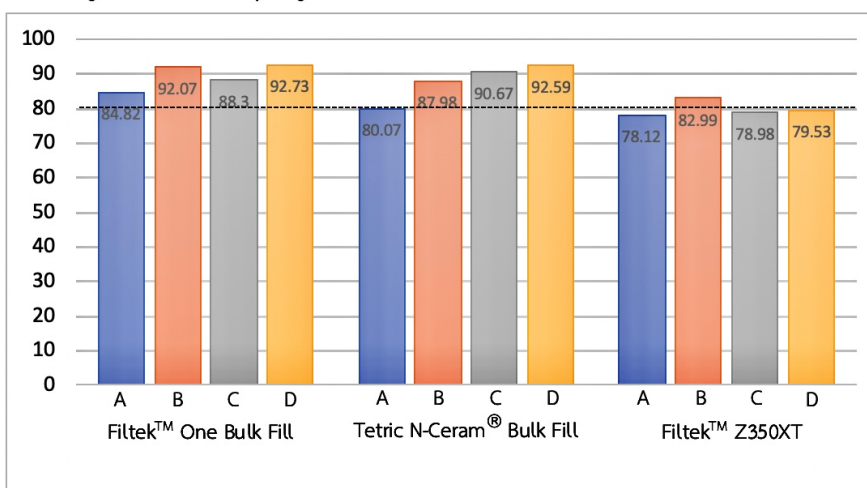
Group with the same lowercase letter in each row are not statistically different ($p>0.05$)

Percentage of bottom-to-top microhardness ratio



รูปที่ 3 แสดงร้อยละของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรของชิ้นงานในแต่ละผลิตภัณฑ์
Figure 3 Percentage of bottom-to-top microhardness ratio of specimens in all materials

Percentage of bottom-to-top degree of conversion ratio



รูปที่ 4 แสดงร้อยละของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชั้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชั้นงาน 0 มิลลิเมตรของชิ้นงานในแต่ละผลิตภัณฑ์
Figure 4 Percentage of bottom-to-top degree of conversion ratio of specimens in all materials

อภิปรายผลการศึกษา

การบูรณะฟันโดยตรงในช่องปากด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตให้ประสบความสำเร็จ ต้องคำนึงถึงปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อคุณภาพการบูรณะโดยเฉพาะในฟันหลังที่มีความซับซ้อน¹⁵ โดยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญ เนื่องจากปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ไม่เพียงพอ ทำให้มีการปลดปล่อยสารในวัสดุออกมาสู่ช่องปากซึ่งสารบางชนิดมีความเป็นพิษและสามารถกระตุ้นการแพ้ของผู้ป่วย¹⁶ อีกทั้งยังทำให้วัสดุบูรณะมีคุณสมบัติทางกลและคุณสมบัติ

ทางกายภาพที่ต่ำลงและส่งผลต่ออายุการใช้งานของวัสดุ¹⁷ โดยมีการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อยู่ในช่วงร้อยละ 53-87 ภายหลังการฉายแสง¹⁸

การวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตมีทั้งวิธีการวัดทั้งทางตรงและทางอ้อม สำหรับการศึกษานี้เลือกใช้วิธีวัดการเกิดพอลิเมอร์แบบทางอ้อมคือ การวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุ ซึ่งพบว่าหากค่าความแข็งผิวของวัสดุสูงหมายถึงมี

ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่สูง¹⁹ นอกจากนั้นการวัดค่าความแข็งผิวสามารถนำไปคำนวณหาความลึกในการบ่มตัวของวัสดุได้ จากการหาอัตราส่วนความแข็งผิวด้านล่างต่อด้านบนของชิ้นงานเรซินคอมโพสิต โดยอัตราส่วนร้อยละ 80 ถือเป็นค่าที่ยอมรับได้¹⁴ โดยวิธีนี้มีความแม่นยำมากกว่าวิธีการขูดตัวอย่างวัสดุ (Scraping method) ตามมาตรฐานไอเอสโอ 4049²⁰ ที่อาจทำให้เกิดการประเมินความลึกในการบ่มตัวของวัสดุมากเกินไปจนไม่เป็นจริงได้²¹ และการศึกษาในยังใช้วิธีการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ทางตรงที่สามารถดูปริมาณของพอลิเมอร์ที่เกิดขึ้นตามจริงออกมาเป็นร้อยละได้จากเครื่องรามาโนสเปกโตรมิเตอร์ที่อาศัยหลักการใช้แสงเลเซอร์ไปกระตุ้นให้โมเลกุลเกิดการสั่น จากนั้นเครื่องมือจะวัดค่าความเข้มของแสงจากการกระเจิงแบบรามานในช่วงความยาวคลื่นที่สนใจได้ผลออกมาเป็นค่าสเปกตรัมซึ่งวัสดุเรซินคอมโพสิตอาจใช้การวัดค่าความเข้มสัญญาณรามานที่เกิดจากการสั่นของพันธะเมทาโครเลต (ตำแหน่งเลขคลื่นเท่ากับ 1640 เซนติเมตร⁻¹) ก่อนและหลังการเกิดพอลิเมอร์ โดยวิธีนี้ได้รับการยอมรับว่าสามารถวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ออกมาได้อย่างเหมาะสม¹² ดังนั้น การเลือกใช้วิธีการวัดปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ทางตรงและทางอ้อมร่วมกันจึงทำให้รู้ทั้งปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และคุณสมบัติทางกลของวัสดุและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ทางคลินิกได้ โดยมีหลายการศึกษาเลือกใช้วิธีการวัดทั้งสองรูปแบบร่วมกัน²²

การศึกษานี้ใช้ฟันกรามมนุษย์ที่มีการเตรียมโพรงฟันชนิดที่สองเป็นแม่พิมพ์ ซึ่งเป็นการจำลองชิ้นงานเรซินคอมโพสิตให้ใกล้เคียงสถานการณ์ทางคลินิก²³ ซึ่งผลของการศึกษานี้พบว่า ปัจจัยที่ส่งผลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ต่อค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของชิ้นงานมาจากทั้ง 2 ปัจจัยที่ได้ทำการศึกษา คือ ปัจจัยจากความลึกของชิ้นงาน และปัจจัยจากวิธีการฉายแสงวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดชนิดบัลค์ฟิลล์ถูกพัฒนาให้มีความลึกในการบ่มตัวที่มากขึ้น เกิดจากการพัฒนาส่วนของมอนอเมอร์ (Monomer) วัสดุอุดแทรก (Filler) และความโปร่งแสง (Translucency) ของวัสดุ ทำให้แสงสามารถส่องถึงบริเวณส่วนลึกของวัสดุได้ รวมทั้งมีการใส่สารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสง (Light initiator) ชนิดใหม่ เช่น ไอวเซอร์ิน (Ivocerin) ที่ตอบสนองต่อพลังงานจากแสงได้สูงกว่าแคมฟอร์ควิโนน (Camphorquinone) ทำให้วัสดุมีความลึกในการบ่มตัวมากขึ้น อย่างไรก็ตาม ในแต่ละผลิตภัณฑ์มีองค์ประกอบที่แตกต่างกัน ทั้งเรื่องปริมาณของวัสดุอุดแทรก ประเภทและรูปร่างของวัสดุอุดแทรก ชนิดของมอนอเมอร์ และสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสง ปัจจัยเหล่านี้อาจส่งผลต่อปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งผิวของวัสดุได้²⁴ การศึกษานี้จึงได้เลือกวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูง 2 ผลิตภัณฑ์มาทำการศึกษาคือ ฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์และเททริกเอนเซอแรมบัลค์ฟิลล์

ผลการศึกษาในเรื่องปัจจัยจากความลึกของชิ้นงานพบว่า วัสดุเรซินคอมโพสิตในทุกผลิตภัณฑ์มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในทุกระดับความลึก ไม่ว่าจะทำการฉายแสงด้วยวิธีใด โดยชั้นวัสดุที่มีระดับความลึกมากจะมีค่าความแข็งผิวและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ลดลงสอดคล้องกับการศึกษาของ Comba และคณะ (2020) ที่พบการลดลงของค่าความแข็งผิวของชิ้นงานเรซินคอมโพสิตตามระดับความลึกที่มากขึ้น²⁵ ซึ่งเหตุผลอธิบายได้จากการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่า พลังงานแสงของเครื่องฉายแสงที่ส่องไปยังส่วนลึกของวัสดุจะมีค่าพลังงานต่ำลงทำให้ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ลดลงและอาจส่งผลต่อค่าความแข็งผิว²⁶ ดังนั้นการเลือกวิธีการฉายแสงที่เหมาะสมจึงมีความสำคัญ เพื่อให้มีพลังงานแสงมากเพียงพอที่จะทำให้วัสดุในส่วนลึกเกิดการบ่มตัวจนแข็งแรงเหมาะสมกับการใช้งานภายในช่องปาก²⁷

ในเรื่องปัจจัยจากวิธีการฉายแสง โดยพิจารณาแยกตามแต่ละผลิตภัณฑ์ที่เลือกมาศึกษาพบว่าฟิลเทควันบัลค์ฟิลล์ที่มีการฉายแสงทางด้านบนแค่เพียงเป็นระยะเวลา 20 วินาทีรวมกับการฉายแสงเพิ่มเติมด้านในใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านในใกล้ลิ้น 10 วินาที (กลุ่ม D) มีประสิทธิภาพดีที่สุดคือ มีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวมากที่สุดทั้งที่ความลึก 2 และ 4 มิลลิเมตรและมากกว่าการฉายแสงกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยผลิตภัณฑ์นี้ทางบริษัทผู้ผลิตได้แนะนำว่า ควรฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงมากกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรโดยฉายแสงทางด้านบนแค่เพียง 10 วินาทีรวมกับการฉายแสงเพิ่มเติมด้านในใกล้แก้ม 10 วินาทีและด้านในใกล้ลิ้น 10 วินาที (กลุ่ม C) ก็เพียงพอ แต่ผลการศึกษาในพบว่ากลุ่ม C อาจมีประสิทธิภาพที่ไม่เพียงพอในการบ่มตัววัสดุที่ความลึก 4 มิลลิเมตร เช่นเดียวกับกลุ่มที่มีการฉายแสงที่ด้านบนแค่เพียงของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 40 วินาที (กลุ่ม B) ที่มีระยะเวลาการฉายแสงเท่ากับกลุ่ม D แต่พบว่ามีความแข็งผิวที่ความลึก 4 มิลลิเมตรน้อยกว่า ถึงแม้ว่าค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึก 4 มิลลิเมตรของกลุ่ม B และกลุ่ม D ไม่มีความแตกต่างกันก็ตาม อาจอธิบายได้จากการที่ผลิตภัณฑ์นี้ถูกพัฒนาให้มีความทึบของวัสดุมากขึ้นจากการเปลี่ยนค่าดัชนีหักเหของแสง (Refractive index) ขณะการเกิดพอลิเมอร์²⁸ เพื่อให้มีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติเมื่อเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์โดยทั่วไปที่มักมีความโปร่งแสงสูง ซึ่งการที่วัสดุมีความทึบมากขึ้นอาจทำให้แสงเกิดการส่องผ่านและกระจายไปบริเวณโดยรอบของวัสดุได้น้อยลง²⁹ การฉายแสงทางด้านข้างเพิ่มเติมทำให้แสงส่องถึงส่วนต่าง ๆ ของวัสดุได้มากขึ้นและได้รับพลังงานมากขึ้นจากการที่ระยะของปลายกระบอกเครื่องฉายแสงใกล้วัสดุในส่วนที่ลึกจากทางด้านบนแค่เพียง

จึงส่งผลให้วัสดุเกิดการบวมมากขึ้น⁹ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ de jong และคณะ (2007) ที่พบว่าวิธีการฉายแสงด้านบดเคี้ยวร่วมกับการฉายแสงทางด้านข้างของโพรงฟันเพิ่มเติมในการบูรณะโพรงฟันชนิดที่สองด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมสามารถช่วยเพิ่มค่าความแข็งแรงของวัสดุเมื่อเทียบกับวิธีการฉายแสงทางด้านบดเคี้ยวเพียงอย่างเดียว³⁰ ดังนั้น วิธีการฉายแสงทางด้านข้างของโพรงฟันเพิ่มเติมด้านละ 10 วินาทีอาจมีส่วนช่วยเพิ่มค่าความแข็งแรงของผลิตภัณฑ์นี้ได้

สำหรับเทริกเอนเซอร์แมบล็คฟิลล์ที่ส่วนบนของชิ้นงานที่ความลึกชิ้นงาน 0 มิลลิเมตร ความลึกชิ้นงาน 2 มิลลิเมตรและความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตร พบว่าชิ้นงานกลุ่มที่มีการฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 20 วินาที (กลุ่ม A) มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงน้อยที่สุด ซึ่งน้อยกว่ากลุ่มวิธีการฉายแสงอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยที่กลุ่มอื่นไม่มีความแตกต่างกันเมื่อพิจารณาถึงค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตรก็ให้ผลสอดคล้องกัน คือ การฉายแสงกลุ่ม A มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์น้อยที่สุดและพบว่าการฉายแสงกลุ่ม B และกลุ่ม D มีค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์มากกว่าการฉายแสงกลุ่ม A และ C อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าปัจจัยเกี่ยวกับวิธีการฉายแสงของผลิตภัณฑ์นี้ ระยะเวลาในการฉายแสงอาจส่งผลต่อการเกิดพอลิเมอร์ได้มากกว่าทิศทางของการฉายแสง ซึ่งอธิบายได้จากปัจจัยองค์ประกอบของผลิตภัณฑ์ จากการปรับมอนอเมอร์และวัสดุอัดแทรกให้เหมาะสมต่อการผ่านของแสงไปส่วนที่ลึกของวัสดุ ส่งผลให้วัสดุมีความโปร่งแสงมาก³¹ ซึ่งจากการศึกษาของ Kim และคณะ (2014) ก็พบความสัมพันธ์ของความโปร่งแสงและความแข็งแรงของวัสดุด้วย³² และอีกปัจจัยหนึ่งอาจเนื่องมาจากผลิตภัณฑ์นี้มีการใส่สารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงชนิดใหม่คือ ไอโวนเซอร์ ซึ่งเป็นสารที่ตอบสนองต่อพลังงานจากแสงได้สูงกว่าแคมฟอร์ควิโนน โดยการใส่สารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงหลายชนิดร่วมกันทำให้ผลิตภัณฑ์มีช่วงความยาวคลื่นที่จำเพาะต่อแสงกว้างขึ้น มีความไวต่อแสงและมีการตอบสนองต่อพลังงานแสงได้มากขึ้น³³ การศึกษานี้ได้เลือกใช้เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดีที่มีความยาวคลื่นแสงมากกว่าหนึ่งความยาวคลื่นอยู่ในช่วงความยาวคลื่น 385-515 นาโนเมตรที่มีการสร้างแสงสีม่วงเพิ่มขึ้น และมีความจำเพาะกับช่วงความยาวคลื่นของไอโวนเซอร์ ดังนั้น จากทั้งสองเหตุผลที่กล่าวมาทำให้แสงสามารถไปถึงส่วนที่ลึกของวัสดุได้ดี มีการตอบสนองต่อแสงมากขึ้น ดังจะเห็นได้จากวิธีการฉายแสงกลุ่ม B ที่มีระยะเวลาฉายแสงนานส่งผลให้วัสดุมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์สูง แต่ในกลุ่มที่มีการฉายแสงทางด้านข้างร่วมด้วยในระยะเวลาเท่ากันไม่ได้ส่งผลให้วัสดุมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่สูงขึ้น

ฟิลเทคแซด350เอกซ์ที่เป็นวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมถูกกำหนดให้เป็นกลุ่มควบคุมเชิงลบเพื่อดูแนวโน้มของความแข็งแรงและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของแต่ละวิธีการฉายแสง พบว่า ที่ชิ้นงานความลึก 2 มิลลิเมตร การฉายแสงกลุ่ม D มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงสูงที่สุด ซึ่งมากกว่าการฉายแสงกลุ่ม A อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม B และ C แต่ที่ความลึกของชิ้นงาน 4 มิลลิเมตรทุกกลุ่มวิธีการฉายแสงไม่มีความแตกต่างทั้งค่าเฉลี่ยความแข็งแรงและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) อาจกล่าวได้ว่าวิธีการฉายในแต่ละวิธีส่งผลถึงความลึก 2 มิลลิเมตรได้แต่แสงอาจไม่ไปถึงที่ความลึก 4 มิลลิเมตร เนื่องจากเหตุผลในเรื่องความแตกต่างของประเภทวัสดุเรซินคอมโพสิตดังที่ได้อธิบายไปก่อนหน้านี้ จากที่กล่าวมาทั้งหมดพบว่า วิธีการฉายแสงส่งผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแรงและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ในทุกผลิตภัณฑ์ ยกเว้นที่ความลึก 4 มิลลิเมตรของฟิลเทคแซด350เอกซ์ที่จึงปฏิเสธสมมติฐานการศึกษาข้อที่หนึ่ง และเมื่อเปรียบเทียบกับแต่ละระดับชั้นความลึกก็พบความแตกต่างของทั้งค่าเฉลี่ยความแข็งแรงและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์เมื่อเทียบในแต่ละวิธีการฉายแสงของทุกผลิตภัณฑ์จึงปฏิเสธสมมติฐานการศึกษาข้อที่สองด้วย โดยการศึกษาพบความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนความแข็งแรงและอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของชิ้นงานจากทุกผลิตภัณฑ์ไปในทิศทางเดียวกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.01$) ซึ่งสอดคล้องไปกับการศึกษาก่อนหน้าที่พบความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต ซึ่งอธิบายได้จากระดับพลังงานจากเครื่องฉายแสงสามารถส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุผ่านปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่เกิดขึ้น³⁴ ดังนั้นสมมติฐานการศึกษาข้อที่สามจึงถูกปฏิเสธเช่นกัน

เมื่อพิจารณาอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของชิ้นงานที่ความลึก 4 มิลลิเมตรต่อความลึก 0 มิลลิเมตรของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบดเคี้ยวฟิลล์ทั้ง 2 ผลิตภัณฑ์ วิธีการฉายแสงทุกกลุ่มมีค่ามากกว่าร้อยละ 80 แต่สำหรับอัตราส่วนความแข็งแรงพบเพียงฟิลเทควินบล็คฟิลล์ในวิธีการฉายแสงกลุ่ม D เท่านั้นที่มีอัตราส่วนมากกว่าร้อยละ 80 ซึ่งหากพิจารณาแค่อัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์เพียงค่าเดียว การฉายแสงในชิ้นงานทั้ง 2 ผลิตภัณฑ์นี้ไม่ว่าจะใช้วิธีไหนก็มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึก 4 มิลลิเมตรเพียงพอ อย่างไรก็ตามวัสดุที่ถูกบูรณะในช่องปากย่อมมีโอกาสได้รับแรงบดเคี้ยวและอยู่ในสภาพแวดล้อมที่มีความชื้น เกิดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและความเป็นกรดต่างอยู่ตลอดเวลา การพิจารณาระยะการบดเคี้ยวของวัสดุแต่ละผลิตภัณฑ์จึงควรพิจารณาทั้งอัตราส่วนปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และอัตราส่วนความแข็งแรงที่เป็นตัวแทนของคุณสมบัติทางกลของวัสดุด้วย³⁵ ซึ่งวัสดุแต่ละผลิตภัณฑ์ที่มีการใส่ปริมาณของสารอัดแทรกไม่เท่ากัน

เช่น เททริกเอนเซอแรมบล็คฟิลล์มีปริมาณวัสดุอัดแทรกน้อยกว่าฟิลเทควันบล็คฟิลล์ ถึงแม้ว่าเหตุผลในการใส่สารอัดแทรกที่น้อยลงเพื่อให้แสงผ่านได้มากขึ้นแต่ก็ทำให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลง³⁶ ดังนั้นผลิตภัณฑ์ที่มีค่าอัตราส่วนปริมาตรเกิดพอลิเมอร์เกินร้อยละ 80 แต่อัตราส่วนความแข็งแรงไม่ถึงร้อยละ 80 อาจต้องพิจารณาเลือกวิธีการฉายแสงที่เหมาะสมและอาจทำการฉายแสงเพิ่มเติมจากบริษัทผู้ผลิตเพื่อให้เกิดการบ่มตัวอย่างเต็มที่ และเลือกใช้งานทางคลินิกอย่างระมัดระวัง เช่น เลือกใช้ในโพรงฟันขนาดไม่ใหญ่จนเกินไปหรือไม่รับแรงบดเคี้ยวมากนักเนื่องจากวัสดุอาจมีคุณสมบัติทางกลที่ไม่สูงมากแม้จะมีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่เพียงพอ

การศึกษานี้เป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการที่ศึกษาปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ทั้งทางตรงและทางอ้อม จึงยังมีข้อจำกัดในเรื่องการจำลองสภาวะการใช้งานจริงในช่องปาก และการศึกษานี้ อาจจะไม่สามารถเป็นตัวแทนของวัสดุในแต่ละประเภทได้ทั้งหมดเนื่องจากเลือกวัสดุเรซินคอมโพสิตมาทั้งหมด 3 ผลิตภัณฑ์ อีกทั้งการเลือกใช้งานวัสดุเรซินคอมโพสิตในช่องปากยังมีปัจจัยอื่นที่ต้องคำนึงถึงนอกจากการพิจารณาปัจจัยจากปริมาณการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งแรงด้วย เช่น คุณสมบัติเชิงกลอื่นๆของวัสดุ ความเค้นจากการหดตัวของวัสดุภายหลังการฉายแสง ซึ่งส่งผลเสียต่อการบ่มฟันได้³⁷ อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ได้พบว่าการบ่มโพรงฟันชนิดที่สองด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบล็คฟิลล์กลุ่มที่มีความหนืดสูงร่วมกับเครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงไม่น้อยกว่า 1200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรและวิธีการฉายแสงที่เหมาะสมกับผลิตภัณฑ์ ทำให้วัสดุมีประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกได้ ทั้งนี้ หากรูปแบบของโพรงฟันมีความแตกต่างออกไป เช่น โพรงฟันมีขนาดใหญ่ออกไปหลายด้าน มีความลึกมาก หรืออาจมีอุปสรรคที่ทำให้ปลายกระบอกเครื่องฉายแสงไม่สามารถใกล้กับโพรงฟันได้ อาจต้องมีการปรับเปลี่ยนวิธีการฉายแสงให้เหมาะสมมากขึ้น ซึ่งเป็นที่น่าสนใจที่จะทำการศึกษาต่อไปว่ารูปแบบโพรงฟันที่เปลี่ยนแปลงไปควรมีวิธีการฉายแสงอย่างไรจะทำให้วัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบล็คฟิลล์มีค่าความแข็งแรงและปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่เพียงพอในระยะเวลาที่เหมาะสม รวมถึงการศึกษาทางคลินิกในอนาคต

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้พบว่าวิธีการฉายแสงส่งผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแรงระดับจุลภาคและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของแต่ละผลิตภัณฑ์ โดยวิธีการฉายแสงที่ด้านบดเคี้ยวของฟันเพียงด้านเดียวเป็นระยะเวลา 20 วินาทีของวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบล็คฟิลล์ทั้ง 2 ผลิตภัณฑ์ที่ความลึก 4 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงระดับจุลภาคแบบนูนและค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิด

พอลิเมอร์น้อยกว่าวิธีการฉายแสงกลุ่มอื่นและพบแนวโน้มนี้ในวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมที่มีความลึก 2 มิลลิเมตรเช่นกัน ซึ่งเป็นปัจจัยที่ขึ้นอยู่กับแต่ละผลิตภัณฑ์ โดยมีเพียงฟิลเทควันบล็คฟิลล์ที่ฉายแสงกลุ่ม D ที่มีความลึกในการบ่มตัวที่ยอมรับได้ รวมทั้งยังพบความสัมพันธ์อัตราส่วนค่าเฉลี่ยความแข็งแรงระดับจุลภาคแล่อตราส่วนค่าเฉลี่ยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ที่ความลึกชิ้นงาน 4 มิลลิเมตรต่อความลึกชิ้นงาน 0 มิลลิเมตรจากชิ้นงานเรซินคอมโพสิตทุกผลิตภัณฑ์ ดังนั้นการฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงรูปแบบพลังงานสูงในการบ่มโพรงฟันชนิดที่สองด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตอาจต้องพิจารณาให้เหมาะสมกับผลิตภัณฑ์ ซึ่งจากผลการศึกษาอาจพิจารณาการฉายแสงเพิ่มเติมจากคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต เนื่องจากพบว่าการฉายแสงที่นานขึ้นส่งผลให้วัสดุมีการเกิดพอลิเมอร์และค่าความแข็งแรงสูงขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทญ.ดร.สรนันท์ จันทรางศุ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติในงานวิจัย รวมถึง ดร.พงศ์พันธ์ จินดาอุดม และ น.ส.ฉาติศา มูลเหล็ก จากศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติที่มีส่วนในการช่วยเหลือที่เกี่ยวข้องกับการใช้เครื่องมือในงานวิจัยครั้งนี้ และเจ้าหน้าที่จากศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือในงานวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Mackenzie L, Parmar D, Shortall AC, Burke FJ. Direct anterior composites: a practical guide. *Dent Update* 2013;40(4):297-9,301-2,5-8.
2. Sabbagh J, McConnell RJ, McConnell MC. Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *J Dent* 2017;57:86-90.
3. Yanikian C, Yanikian F, Sundfeld D, Lins R, Martins L. Direct composite resin veneers in nonvital teeth: a still viable alternative to mask dark substrates. *Oper Dent* 2019;44(4):159-66.
4. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc* 2011;142(10):1176-82.
5. 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.
6. Sampaio CS, Garces GA, Kolakarnprasert N, Atria PJ, Giannini M, Hirata R. External marginal gap evaluation of different resin-filling techniques for class II restorations-a micro-CT and SEM analysis. *Oper Dent* 2020;45(4):167-75.
7. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonca G, Ishikiriama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J* 2019;38(3):403-10.
8. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, et al. Clinical performance and chemical-

physical properties of bulk fill composites resin-a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2019;35(10):249-64.

9. Catelan A, de Araujo LS, da Silveira BC, Kawano Y, Ambrosano GM, Marchi GM, *et al.* Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. *Acta Odontol Scand* 2015;73(4):298-301.

10. 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.

11. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010;12(5):343-71.

12. 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):92-101.

13. Yap AU, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J* 2016;35(3):503-10.

14. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014;30(2):149-54.

15. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012;28(1):87-101.

16. Putzeys E, Nys S, Cokic SM, Duca RC, Vanoirbeek J, Godderis L, *et al.* Long-term elution of monomers from resin-based dental composites. *Dent Mater* 2019;35(3):477-85.

17. Demarco FF, Collares K, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Should my composite restorations last forever? Why are they failing? *Braz Oral Res* 2017 Aug;28:31:56.

18. Xu T, Li X, Wang H, Zheng G, Yu G, Wang H, *et al.* Polymerization shrinkage kinetics and degree of conversion of resin composites. *J Oral Sci* 2020;62(3):275-80.

19. Torres SA, Silva GC, Maria DA, Campos WR, Magalhaes CS, Moreira AN. Degree of conversion and hardness of a silorane-based composite resin: effect of light-curing unit and depth. *Oper Dent* 2014;39(3):137-46.

20. International Organization for Standardization. ISO 4049:2019 (en) Dentistry—resin-based filling materials. Geneva: ISO; 2019.

21. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012;28(5):521-8.

22. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, *et al.* Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater* 2015;31(3):293-301.

23. Erickson RL, Barkmeier WW. Comparisons of ISO depth of cure for a resin composite in stainless-steel and natural-tooth molds. *Eur J Oral Sci* 2019;127(6):556-63.

24. de Oliveira DC, de Menezes LR, Gatti A, Correr Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Effect of nanofiller loading on cure efficiency and potential color change of model composites. *J Esthet Restor Dent* 2016;28(3):171-7.

25. Comba A, Scotti N, Maravic T, Mazzoni A, Carossa M, Breschi L, *et al.* Vickers hardness and shrinkage stress evaluation of low and high viscosity bulk-fill resin composite. *Polymers (Basel)* 2020;12(7).

26. Harlow JE, Rueggeberg FA, Labrie D, Sullivan B, Price RB. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. *J Dent* 2016;53:44-50.

27. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of high irradiance on depth of cure of a conventional and a bulk fill resin-based composite. *Oper Dent* 2015;40(6):662-72.

28. Bin Nooh AN, Al Nahedh H, AlRefeai M, AlKhudhairi F. The effects of irradiance on translucency and surface gloss of different bulk-fill composite resins: an *in vitro* study. *Clin Cosmet Investig Dent* 2020;12:571-9.

29. Gaglianone LA, Lima AF, Araujo LS, Cavalcanti AN, Marchi GM. Influence of different shades and LED irradiance on the degree of conversion of composite resins. *Braz Oral Res* 2012;26(2):165-9.

30. de Jong LC, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JJ, Wolke JG, Geitenbeek B. The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J Dent* 2007;35(6):513-20.

31. Son SA, Park JK, Seo DG, Ko CC, Kwon YH. How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites? *Clin Oral Investig* 2017 Mar;21(2):559-65.

32. 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.

33. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The photoinitiators used in resin based dental composite-a review and future perspectives. *Polymers (Basel)* 2021;13(3):470.

34. Erickson RL, Barkmeier WW, Halvorson RH. Curing characteristics of a composite - part 1: cure depth relationship to conversion, hardness and radiant exposure. *Dent Mater* 2014;30(6):125-33.

35. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent* 2017;19(2):95-109.

36. 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.

37. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater* 2016;32(1):1-10.

Physical Properties of White Portland Cement with Bismuth Oxide Modified by Chitosan and Calcium Chloride

Bovorn Kongsangdao¹, Oranart Matangkasombut², Chootima Ratisoonporn³, Mettachit Navachinda⁴
Sakanus Vijintanawan⁵, Anchana Panichuttra³

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

²Department of Microbiology and Center of Excellence on Oral Microbiology and Immunology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

³Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

⁴Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Naresuan University, Phitsanulok, Thailand

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

Abstract

This study compared some physical properties of White Portland cement with bismuth oxide dissolved in a distilled water (control), 1% chitosan solution, 6% calcium chloride solution and chitosan-calcium chloride mixture solution. A compressive strength, setting time, water solubility and acid erosion were tested at first and 21st day. The data was analyzed using one-way ANOVA. The control group showed the lowest compressive strength at both first and 21st day and also the longest initial and final setting time. The chitosan-calcium chloride mixture solution group achieved the highest compressive strength at first day, the fastest initial and final setting time, the least water soluble at 21st day, and the least acid erosion. The 6% calcium chloride solution group showed the highest compressive strength at 21st day and the least water soluble at first day. However, the 6% calcium chloride solution group had the greatest acid erosion property. The 1% chitosan solution group and the combination group resulted in the highest water soluble at first day. In addition, the control and 6% calcium chloride solution groups also showed the highest water soluble at 21st day. Adding either or both chitosan and calcium chloride affected the compressive strength, setting time, water solubility and acid erosion. The addition of these 2 substances may improve the physical properties of the Portland cement.

Keyword: Calcium chloride, Chitosan, Physical property, Portland cements

Received Date: Sep 19, 2021

Revised Date: Nov 13, 2021

Accepted Date: Jan 21, 2022

doi: 10.14456/jdat.2022.42

Correspondence to:

Anchana Panichuttra, Department of Operative dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn university, 34 Henri-Dunant Road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Email: anchana.p@chula.ac.th, Tel: 02-218-8795

Introduction

Bioceramic is a biocompatible ceramic compound because of its similarity to a biological hydroxyapatite. It also shows an osteoconductive effect to promote bone formation¹ and available for using in dentistry under various trade names such as ProRoot® MTA (Dentsply Endodontics, Tulsa, USA), MTA Angelus (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, Brazil).

Mineral trioxide aggregate (MTA) was first described in a dental scientific literature in 1990s and has been used mainly for endodontic applications.² Studies on the MTA reveal a good sealing ability, biocompatibility and bioactivity. Several review articles have described the use of the MTA for many applications such as a pulp capping material, pulpotomy, root end filling, root repair material and apexification.³⁻⁶ However, MTA has some clinical implications including a discoloration potential, presence of toxic elements in the material composition, difficult handling characteristics, long setting time and high material cost.³⁻⁶

Portland cement (PC) and MTA shared the same based compositions. The possibility of clinical use of Portland cement has been considered as an alternative to MTA.⁷ Previous studies showed that White ProRoot® MTA and two commercial White Portland cements mixed with bismuth oxide had a comparable chemical constituent, physical properties and biocompatibility to osteoblastic cells.^{8,9}

Recently, a special attention has been made toward natural materials because of their biocompatibility and low toxicity.¹⁰ Chitin is mainly found in exoskeleton of crustaceans and also in some fungi.¹¹ Chitosan is a chitin derived polymer which is produced by a de-acetylation of chitin. Many biomedical applications have been applied for chitosan to promote wound healing, calcium absorption,

osteoinductivity and tissue regeneration.¹² The chitosan was also mixed with several calcium rich cements including the calcium phosphate cement, gypsum and concrete cement to improve mechanical properties, physical properties, antibacterial properties and regenerative enhancement.¹³⁻¹⁵

In addition, calcium chloride (CaCl₂) is the most common accelerating agent used in calcium-rich cement for reducing setting time¹⁶ and improving the physical properties¹⁷ by accelerating the hydration and the crystallization process.

Regarding to many interesting characters of White Portland cement (PC) such as low price, comparable physical and biological properties to MTA, adding the chitosan and calcium chloride as additives to PC may be effective in terms of enhancement of physical properties. Therefore, the aim of this study was to investigate the physical properties of White Portland cement with bismuth oxide modified by the chitosan and CaCl₂.

Material and Methods

Preparation of materials

Powder preparation

Thai Portland cement (TPC) type I brand Tiger Decor for Terrazzo's work normal setting time formula (Siam Cement Group, Bang Sue, Bangkok, Thailand manufactured to Thai industrial standard no.133 2556) was selected as a precursor. The cement was mixed with extra pure 99% dibismuth trioxide powder (BO; LOBA CHEMIE, Mumbai, INDIA) by a milling machine with ratio 4(TPC):1(BO) for 24 hours.

Liquid preparation

Liquid parts were prepared into 4 groups as shown in the table 1.

Table 1 Detail of liquid part of each group

Group	Liquid components
Control	Distilled water
1%CS	1% Chitosan in 1% acetic acid solution
6%CC	6% Calcium chloride in distilled water
1%CS + 6%CC	1% Chitosan and 6% Calcium chloride in 1% acetic acid solution

The chitosan solution was prepared by dissolving 1700 kDa with 90% degree of deacetylation chitosan powder (Marine Bio Resources, Muang, Samutsakhon, Thailand) into 1% acetic acid solution. The calcium chloride and combination solution were prepared by dissolving calcium chloride dehydrate powder (Merck KGaA, Darmstadt, Germany) into distilled water and chitosan in 1% acetic acid solution. These concentrations were chosen according to a pilot study which revealed maximally dissolved chitosan and calcium chloride power in solvents.

The mixing of power and liquid were made in ratio 3:1 respectively with a cement spatula on a glass slab within 60 seconds to achieve smooth consistency.

Physical properties testing

The method of testing compressive strength, setting time and acid erosion testing were modified from international organization for standardization (ISO) 9917-1: 2007 (standard for water-based dental cements). The water solubility testing method was modified from ISO 6876:

2012 (standard for root canal sealing material) All physical properties testing 10 samples in each group .

Compressive strength measurement

The 10 cylindrical specimens in each group were prepared by stainless steel split mold (4 mm-diameter and 6 mm-height as shown in figure 1A) and kept at 37°C and 100% humidity for 24 hours. Then specimens were removed from the mold, specimens with visible voids and defect were excluded. The included specimens were grinding with a wet 400 grade silicon carbide paper and kept in distilled water at 37°C. At 24 hours and 21st day, the samples were picked up and placed in desiccator chamber for an hour before testing. The compressive strength was measured by Universal Testing Machine (LR10K; LLOYD Instruments, Bognor Regis, West Sussex, England) with crosshead speed 1mm/min⁻¹. The compressive strength was calculated by using the fracture load (N) divided by the specimen's cross-section area and recorded in MPa.

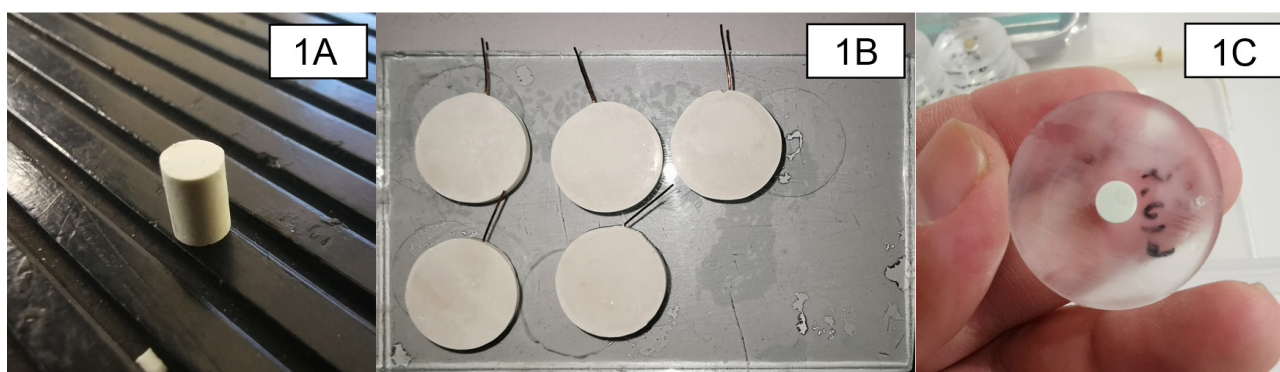


Figure 1 Show the specimen of compressive strength (1A), water solubility (1B) and acid erosion (1C) testing method.

Setting time measurement

Ten samples in each group were tested. Setting time was determined by using the Gilmore needle method. The freshly mixed cement of each group was placed into stainless steel mold (8 x 10 x 5 mm) and conditioned at more than 90% humidity and 37°C. The needle mass of 100 g and 400 g were used to determine initial setting time and final setting time respectively. The setting time is the total time from the start of mixing until the time when needle failed to make a completed circular indentation in the cement.

Water solubility measurement

The 20 cylindrical specimens in each group (20 mm-diameter and 1.5 mm-height with 6 mm copper wire insertion as shown in figure 1B) were prepared and storage in a condition of more than 90% humidity and 37°C for 24 hours. The included specimens were polished and dried in the oven at 105°C for 3 hours and cooled in the desiccator.

Glass bottles (W_i) and specimens (W_s) were weighted before testing. The specimen was then individually placed into the bottle containing 50 ml of distilled water, then it

was transferred to the incubator chamber at 37°C. At 24 hours and 21st day, ten specimens were removed from the water and the bottle of water was placed in the hot air oven to evaporate the water, then cooled down. The bottles of water were weighted again as W_f . Water solubility at 24 hours and 21st day were calculated with this given equation; $(W_f - W_i) \times 100 / (W_s)$.

Acid erosion measurement

Ten samples in each group were tested. This test consisted three parts; preparation of eroding solution, preparation of specimens and measurement of acid erosion.

Preparation of eroding solution

Dissolved 16.54 g of lactic acid and 1.84 g of sodium lactate in 2,000 ml of deionized water for 18 hours before using. pH of the solution was controlled at 2.74 ± 0.02 .

Preparation of test specimens

The cement was filled in a hole of the specimen holder (cement space $\varnothing 5 \times 2$ mm as shown in figure 1C) and maintained at 37°C with a relative humidity of at least 90%. After 24 hours, the specimens were polished using the abrasive paper with continuous water irrigation until acquired flat surface and the thickness of specimen and specimen holder were within 5 μ m difference.

Measurement of acid erosion

The thickness of specimen was measured at the center. The average thickness of specimen holder was measured at 4 points. The difference between these two thicknesses was called D_0 .

The specimen was immersed in 30 ml of the eroding solution. After 24 hours, the specimen was removed and rinsed with deionized water. The specimen was again measured the thickness at the center. The difference between the specimen thickness and specimen holder thickness was called D_t .

Eroding depth (D) was calculated with following equation: $D = D_t - D_0$

Statistical and data analysis

Data were statistically analyzed using IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0 (IBM, Armonk, NY, USA). All data were represented as mean $\pm$ standard deviation. The data of each group was plotted and the distribution curve was analyzed together with the Kolmogorov-Smirnov test with p value = 0.05. Compressive strength (MPa), setting time (minutes), water solubility (% mass loss), and depth of eroding sample (mm) were performed using One-way ANOVA ($p = 0.05$) followed by Tukey's test to evaluated the effect of each additive to control.

Results

Compressive strength at 1st and 21st day

The result was displayed in figure 2. The control group showed the lowest compressive strength at both 1st and 21st days ($p < 0.001$). The 1%CS+6%CC group had the highest compressive strength at 1st day ($p < 0.001$). The 6%CC group showed the highest compressive strength at 21st day ($p < 0.001$).

Initial and final setting time

The result was displayed in figure 3. The control group had the slowest initial and final setting time ($p < 0.001$). The 1%CS+6%CC group had the fastest initial and final setting time ($p < 0.001$).

Solubility at 1st and 21st day

The result was displayed in figure 4. At 1st day, the 1%CS and 1%CS+6%CC group showed the greatest percent mass loss while the 6%CC group had the least solubility ($p < 0.001$). At 21st day, the control group and 6%CC group showed similar result which was the highest percent mass loss ($p < 0.001$). The 1%CS+6%CC group had the lowest soluble at 21st day ($p < 0.001$).

Acid erosion

The result was displayed in figure 5. The 6%CC group showed the highest eroding depth while the 1%CS+6%CC group was the least eroded ($p < 0.001$).

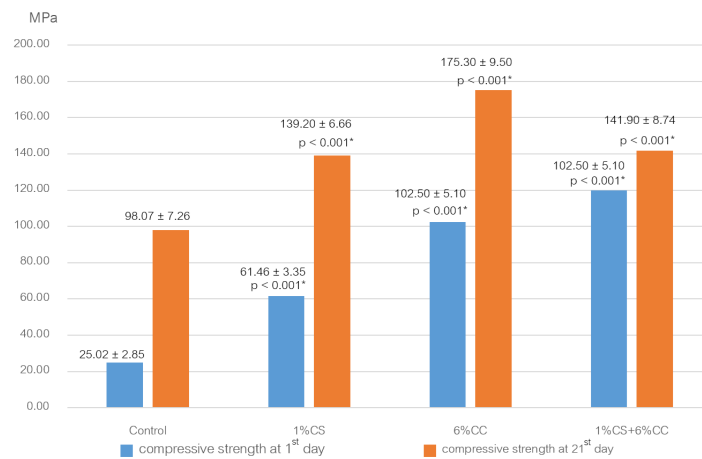


Figure 2 The mean compressive strength at 1st and 21st day of each group expressed as mean MPa ± SD
 *represents a significant change compared with the control at $p < 0.05$

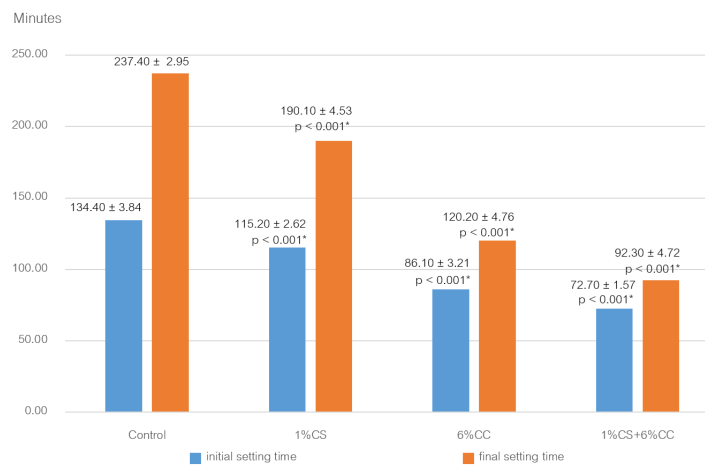


Figure 3 The mean initial and setting time of each groups expressed as mean minutes ± SD
 * represents a significant change compared with the control at $p < 0.05$

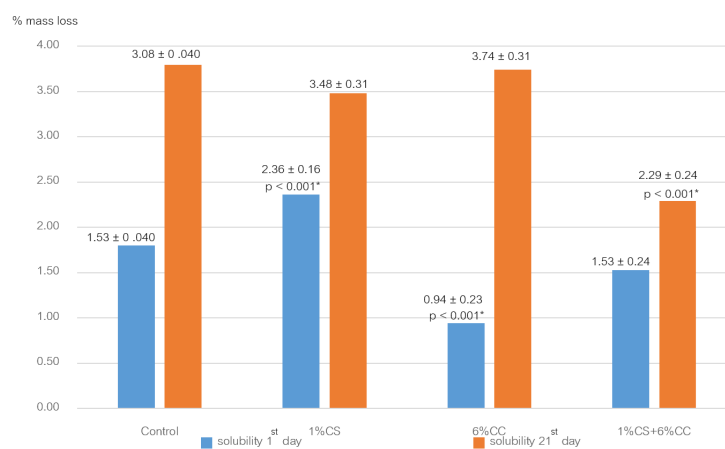


Figure 4 The mean water solubility at 1st and 21st day of each group expressed as mean % mass loss ± SD
 * represents a significant change compared with the control at $p < 0.05$

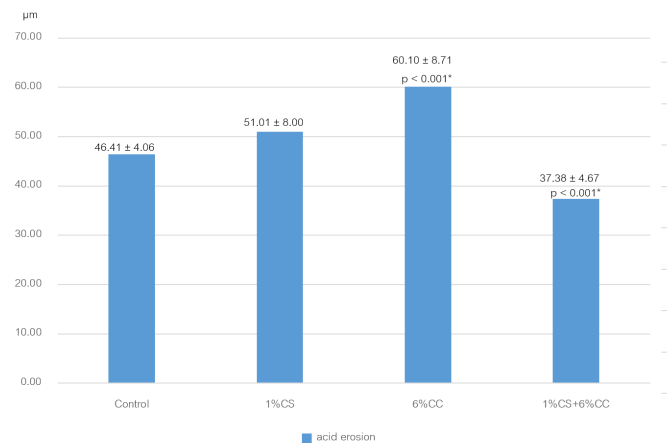


Figure 5 The mean acid erosion of each group expressed as mean $\mu\text{m} \pm \text{SD}$

* represents a significant change compared with the control at $p < 0.05$

Discussion

Bioceramic cement was used as several dental materials such as a root end filling, root repairing and pulp capping materials. Mineral trioxide aggregate (MTA) is one of the bioceramic material which is considered as a gold standard material for an apical root-end surgery, perforation reparation, pulp capping and root-end fillings because of superior biocompatibility and good sealing ability.^{18,19} However, it has some disadvantages including a long setting time, high material cost and excessive early solubility.³⁻⁶

There are many additives such as a methylcellulose and CaCl_2 which were able to enhance the physical properties of the bioceramic cement.¹⁶ The CaCl_2 is an accelerator of the setting time and the methylcellulose is used to increase washout resistance.^{16,20} Present study attempted to develop better biomaterial from Portland cement (PC) which contained similar based compositions as MTA including dicalcium silicate, tricalcium silicate and tricalcium aluminate.¹⁷ PC uses the hydration process for its setting or hardening reaction. Most of the hydration process occurs during first 3-4 weeks, although complete hydration may even take 1-2 years.^{21,22} Therefore, we tested at 2 times, first day based on (ISO) 9917-1: 2007 (standard for water-based dental cements) and 21st day compared to Torabinejard's studies.²³ Even though the physical properties were tested by one examiner, the SD value was in an acceptable range according to the same study²³.

Several studies showed comparable physical properties between these two materials.^{20,23-26} PC exhibited slightly lower compressive strength at first day, but the compressive strength of PC was higher after 21 days.²³ Initial and final setting time of PC was faster than MTA.^{24,25} PC showed lesser soluble at first day but higher at 21st day.²⁶

Chitosan was added to PC to improve mechanical and biological properties. It is linear polysaccharide composed from glucosamine and N-acetyl glucosamine subunit. The proportion between these units is called the degree of de-acetylation. A molecular weight and degree of de-acetylation (DDA) determined properties of the chitosan because they increased amino and hydroxyl groups.²⁷ These functional groups can improve mechanical properties of cement because they were active binding sites to calcium ion from calcium rich cement. The functional groups formed crosslinking between cement crystalized particles and improved cement cohesion which is called "cement glue"²⁸. And also promote cementogenesis, periodontal regeneration and promote initial attachment of osteoblasts and fibroblast.²⁹⁻³¹

The compressive strength was improved after adding chitosan to the PC. The chitosan was hypothesized to chelate the calcium ion from modified PC to form a stronger interfacial transition zone around calcium silicate hydrate gel during a crystallization process. It also removed

an excess water from a hydration process and refined cement pores.^{15,31} The crosslinking between PC and chitosan made cement denser and increased a strength to modified PC. The result was similar to previous study which added the chitosan fiber combined with a gelatin to the calcium phosphate cement. They also found that the chitosan formed a chemical bond and mechanical interlocking to the cement particles so the cement was improved a flexural strength.³²

However, chitosan is considered as a cement retarder because it can interrupt an ionic balance of cement components during the setting process.³³ It coated anhydrous surfaces of cement particle and prevented an initial attack by water.³⁴ Panahi *et al.* added chitosan to the cement which prolonged final setting time and decreased compressive strength.³⁵ In contrast, the present study found the chitosan solution slightly reduced the initial and final setting time. Similarly, Kamali *et al.* found significantly shorter setting time and stronger compressive strength.³⁴

The different properties of cement may be resulted from the difference cement coating ability.^{20,30} The coating property is increased by lower molecular weight and lower concentration of chitosan. Both Panahi's and Kamali's studies were used 2%, high concentration of medium molecular weight chitosan so their cements had less retarder effect.^{34,35} They assumed that optimum chitosan gel layer on the cement surface may bind the metal ion in cement solution and act as nucleation site for the setting process which increased the compressive strength.

Calcium chloride (CaCl_2) is a soluble salt admixture which accelerates hydration process of the calcium rich cement.³⁶ It has been used as cement setting accelerator in dental materials such as Biodentine®. Previous studies use 2-15% calcium chloride mixing with PC and MTA.³⁷⁻⁴⁰ We selected 6% CaCl_2 because it was the highest concentration that the chitosan completely dissolved without any precipitation from pilot study. Our study found that 6% CaCl_2 significantly increased the compressive strength, reduced the initial and final setting time and decreased the water solubility at first day. Similarly, Bortoluzzi *et al.*

found that 10% calcium chloride added to MTA and PC significantly reduced the setting time, decreased the water solubility and increased the pH.³⁷ They suggested that a penetration of CaCl_2 in the pores of the cements, which strongly accelerated the hydration of silicates, led to faster crystallization process and shorter setting time.³⁷ Similar to Rapp P *et al.* and Torkittikul *et al.*, they found that the compressive strength of modified PC was increase when added 1-8% CaCl_2 however the higher concentration than 8% CaCl_2 decreased the compressive.^{38,39} There are two reasons explaining the greater compressive strength after adding CaCl_2 . First, adding the CaCl_2 increases calcium silicates components that mainly responsible for the compressive strength of cement. Second, density of the cement paste is decreased. The ions and water can easily penetrate through the cement particles so greater rate of cement hydration is achieved which gives high early strength.³⁹⁻⁴² In contrast, some previous studies found CaCl_2 decreased the compressive strength of the MTA.^{16,40,41} The different outcomes may cause by the different concentration of CaCl_2 and types of cement that affected the setting process and compressive strength.

Adding CaCl_2 to the chitosan solution prevented the retarder effect of chitosan which made thicker but less sticky cement paste. The chelated chitosan solution was thickened the cement paste liked chitosan solution but not made in difficult to blend and less sticky cement paste. Previous study mixed the chelated chitosan with CaCl_2 to an oil well cement. They found the thickening time reduction of the cement paste.⁴³ Faster setting time was described by some of the hydroxyl and amine groups of chitosan bid to the calcium ion and arranged to bridging polymer network chitosan calcium complex. These networks enwrapped the cement and water. Subsequently, it created the cluster of cement and water spreading throughout the cement slurry.⁴³

The solubility of set root canal sealer should not be exceed 3% by mass according to ISO 6876-2012 (root canal sealing material standard). The solubility of modified PC in this study was less than standard. This property is

one of multifactorial that make the three-dimensional hermetic seal which prevent reinfection of root canal system.^{44,45} Nevertheless, the limitation of this study is that only some physical properties were investigated. Further research into the study of other physical properties including bacterial leakage, solubility in tissue fluid, pushout resistance and biocompatibility are suggested.

Conclusion

Adding either or both chitosan and calcium chloride affected the compressive strength, setting time, water solubility and acid erosion. These two substances may be option to improve some physical properties of cement.

Acknowledgement

This study was supported by staff at a Residency Training Program in Endodontics and Dental Material Laboratory, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok.

Conflict of interest statement

No conflict of interest in connection with this article.

References

1. Cheng L, Ye F, Yang R, Lu X, Shi Y, Li L, *et al.* Osteoinduction of hydroxyapatite/ β -tricalcium phosphate bioceramics in mice with a fractured fibula. *Acta biomaterialia* 2010;6(4):1569-74.
2. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993;19(11):541-4.
3. Percinoto C, De Castro AM, Pinto L. Clinical and radiographic evaluation of pulpotomies employing calcium hydroxide and trioxide mineral aggregate. *General dentistry* 2005;54(4):258-61.
4. Chaollai AN, Monteiro J, Duggal M. The teaching of management of the pulp in primary molars in Europe: a preliminary investigation in Ireland and the UK. *Eur Arch Paediatr Dent* 2009;10(2):98-103.
5. Park JB, Lee JH. Use of mineral trioxide aggregate in the open apex of a maxillary first premolar. *J Oral Sci* 2008;50(3):355-8.
6. Mooney GC, North S. The current opinions and use of MTA for apical barrier formation of non-vital immature permanent incisors by consultants in paediatric dentistry in the UK. *Dent Traumatol* 2008;24(1):65-9.
7. Oliveira MGd, Xavier CB, Demarco FF, Pinheiro ALB, Costa AT, Pozza DH. Comparative chemical study of MTA and Portland cements. *Braz Dent J* 2007;18(1):3-7.
8. Sirichaivongsakul S, Panichuttra A. Comparison of chemical composition and physical properties of two Thai White Portland cements with bismuth oxide versus White ProRoot MTA. *CU Dent J* 2013;31(2):145-58.
9. Jearanaiphaisarn T. Cytotoxicity of two Thai white portland cements mixed with bismuth oxide in human alveolar osteoblasts. *CU Dent J* 2009;19:20.
10. Watkins R, Wu L, Zhang C, Davis RM, Xu B. Natural product-based nanomedicine: recent advances and issues. *Int J Nanomed* 2015;10:6055.
11. Spin-Neto R, De Freitas RM, Pavone C, Cardoso MB, Campana-Filho SP, Marcantonio RAC, *et al.* Histological evaluation of chitosan-based biomaterials used for the correction of critical size defects in rat's calvaria. *J Biomed Mater Res* 2010;93(1):107-14.
12. Costantino PD, Friedman CD, Lane A. Synthetic biomaterials in facial plastic and reconstructive surgery. *JAMA Facial Plastic Surgery* 1993;9(01):1-15.
13. Ding SJ. Preparation and properties of chitosan/calcium phosphate composites for bone repair. *Dent Mater J* 2006;25(4):706-12.
14. Pan Z, Jiang P, Fan Q, Ma B, Cai H. Mechanical and biocompatible influences of chitosan fiber and gelatin on calcium phosphate cement. *J Biomed Mater Res B* 2007;82(1):246-52.
15. Bezerra UT, Ferreira RM, Castro-Gomes JP, editors. The effect of latex and chitosan biopolymer on concrete properties and performance. *Key Eng Mater* 2011;466:37-46.
16. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod* 2006;32(6):569-72.
17. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Bramante CM. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod* 2006;32(12):1194-7.
18. Camilleri J, Montesin F, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford T. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2004;37(10):699-704.
19. Shen YA, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials?. *Endod Topics* 2015;32(1):47-85.
20. Lin Q, Lan X, Li Y, Yu Y, Ni Y, Lu C, *et al.* Anti-washout carboxymethyl chitosan modified tricalcium silicate bone cement: preparation, mechanical properties and in vitro bioactivity. *J Mater Sci Mater Med* 2010;21(12):3065-76.
21. Darvell BW, Wu RC. "MTA"—an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dent. Mater. J*;2011;27(5):407-22.
22. Niu LN, Jiao K, Zhang W, Camilleri J, Bergeron BE, Feng HL, *et al.* A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *J dent*;2014;42(5):517-33.
23. Torabinejad M, C.U. Hong, F. McDonald, T.R. Pitt Ford Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* ;1995;21(7):349-53.

24. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*;2010;1;36(1):16-27.
25. Che JL, Kim JH, Kim SM, Choi Nk, Moon HJ, Hwang MJ, *et al*. Comparison of setting time, compressive strength, solubility, and pH of four kinds of MTA. *Kor J Dent Mater* 2016;43(1):61-72.
26. Espir CG, Guerreiro-Tanomaru JM, Spin-Neto R, Chavez-Andrade GM, Berbert FL, Tanomaru-Filho M. Solubility and bacterial sealing ability of MTA and root-end filling materials. *J Appl Oral Sci* 2016;24(2):121-5.
27. Wang X, Feng Q, Cui F, Ma J. The effects of S-chitosan on the physical properties of calcium phosphate cements. *J Bioact Compat Polym* 2003;18(1):45-57.
28. Sun L, Xu HH, Takagi S, Chow LC. Fast setting calcium phosphate cement-chitosan composite: mechanical properties and dissolution rates. *J Biomater Appl* 2007;21(3):299-315.
29. Park CH, Oh JH, Jung HM, Choi Y, Rahman SU, Kim S, *et al*. Effects of the incorporation of ϵ -aminocaproic acid/chitosan particles to fibrin on cementoblast differentiation and cementum regeneration. *Acta biomaterialia* 2017;61:134-43.
30. Hamilton V, Yuan Y, Rigney DA, Chesnutt BM, Puckett AD, Ong JL, *et al*. Bone cell attachment and growth on well-characterized chitosan films. *Polym Int* 2007;56(5):641-7.
31. D Fakhry A, Schneider GB, Zaharias R, Şenel S. Chitosan supports the initial attachment and spreading of osteoblasts preferentially over fibroblasts. *Biomaterials* 2004;25(11):2075-9.
32. Chow L, Eanes E. Calcium phosphate cements. *Monogr Oral Sci* 2001;18:148-63.
33. Suzuki S, Nishi S. Effect of Saccharides and Other Organic Compounds on Hydration of Portland Cement. *Semento Gijutsu Nempo* 1959;13:160-70.
34. Kamali A, Javadpour S, Javid B, Kianvash Rad N, Naddaf Dezfuli S. Effects of chitosan and zirconia on setting time, mechanical strength, and bioactivity of calcium silicate-based cement. *Int J Appl Ceram Technol* 2017;14(2):135-44.
35. Panahi F, Rabiee SM, Shidpour R. Synergic effect of chitosan and dicalcium phosphate on tricalcium silicate-based nanocomposite for root-end dental application. *Mater Sci Eng C* 2017;80:631-41.
36. Harrington PP. Post retention with mineral trioxide aggregate and accelerated Portland cement. West Virginia University; 2005.
37. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod* 2009;32(4):550-4.
38. Torkittikul P, Chaipanich A. Optimization of calcium chloride content on bioactivity and mechanical properties of white Portland cement. *Mater Sci Eng C* 2012;32(2):282-9.
39. Rapp P. Effect of calcium chloride on portland cements and concretes. *J Res Natl Bur Stand* 1935;14:499-517.
40. Machado DF, Bertassoni LE, Souza EM, Almeida JB, Rached RN. Effect of additives on the compressive strength and setting time of a Portland cement. *BRAZ ORAL RES* 2010;24(2):158-64.
41. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *J Endod* 2007;33(10):1231-4.
42. Ramachandran, V.S. Possible states of chloride in the hydration of tricalcium silicate in the presence of calcium chloride. *Matériaux et Construction*; 1971. P.3-12.
43. Liu H, Bu Y, Sanjayan J, Shen Z. Effects of chitosan treatment on strength and thickening properties of oil well cement. *Constr Build Mater* 2015;75:404-14.
44. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's Pathways of the Pulp. 11th ed. Elsevier Health Sciences; 2015. p.419.
45. Alazrag MA, Abu-Seida AM, El-Batouty KM, El Ashry SH. Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC oral health* 2020;20(1):1-2.

แนวทางการรักษาทางทันตกรรมในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อภาวะกระดูกขากรรไกรตายเนื่องจากยา

เบญจา อิศรางกูร ณ อยุธยา¹, นิสาชล สิริไพบูลย์พงศ์^{2,3}¹ภาควิชาเภสัชวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย²ศูนย์เชี่ยวชาญเฉพาะทางโรคปริทันต์และรากฟันเทียม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย³ภาควิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

- ข้อใดเป็นองค์ประกอบของภาวะ MRONJ ตามคำนิยามของสมาคมศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียลแห่งสหรัฐอเมริกา (American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons)
 - เกิดในผู้ป่วยที่กำลังได้รับ หรือเคยได้รับยาต้านการสลายกระดูก หรือยาต้านการสร้างหลอดเลือด
 - มีการเผยของกระดูก (bone exposure) หรือมีรูทะลุ (fistula) ภายในหรือภายนอกช่องปากที่เชื่อมต่อกับกระดูก ในบริเวณกระดูกขากรรไกรและใบหน้า ที่คงอยู่นานกว่า 8 สัปดาห์
 - ไม่เคยได้รับการฉายรังสีรักษาบริเวณกระดูกขากรรไกร หรือมีรอยโรคการแพร่กระจาย (metastasis) มายังบริเวณดังกล่าว
 - ถูกทุกข้อ
- ข้อใดเป็นตัวยาลายที่ใช้ในการรักษาโรคกระดูกพรุนและมีโอกาสทำให้เกิดภาวะ MRONJ
 - Pamidronate (Aredia®)
 - Sunitinib (Sutent®)
 - Alendronate (Fosamax®)
 - Bevacizumab (Avastin®)
- ผลของยา Denosumab จะคงอยู่เป็นระยะเวลานานเท่าใด
 - 3 เดือน
 - 9 เดือน
 - 6 เดือน
 - 12 เดือน
- ผู้ป่วยที่ได้รับยา bisphosphonates จะมีอุบัติการณ์ของการเกิด MRONJ เพิ่มขึ้นจากร้อยละ 0.04 เป็นร้อยละ 0.21 เมื่อได้รับมาแล้วกี่ปี
 - 2 ปี
 - 6 ปี
 - 4 ปี
 - 8 ปี
- หากทันตแพทย์ตรวจพบว่าผู้ป่วยที่กำลังได้รับยาต้านการสลายกระดูก (antiresorptive) หรือยาต้านการสร้างหลอดเลือด (antiangiogenic) เพื่อรักษาโรคมะเร็ง มีฟันที่จำเป็นต้องถอนฟันหลายซี่ ข้อใดเป็นสิ่งที่ไม่ควรปฏิบัติ
 - ถอนฟันทั้งหมดในคราวเดียว
 - กำจัดส่วนของกระดูกที่มีความแหลมคมเช่นในตำแหน่งที่ถอนฟัน
 - หากจำเป็นต้องเปิดแผ่นเหงือก ควรพยายามปิดแผ่นเหงือกให้สนิทโดยไม่มีแรงดึงในแผ่นเหงือก
 - ให้ผู้ป่วยใช้น้ำยาบ้วนปาก 0.12% chlorhexidine เป็นเวลา 7-14 วันหลังจากการผ่าตัด