

JDAT

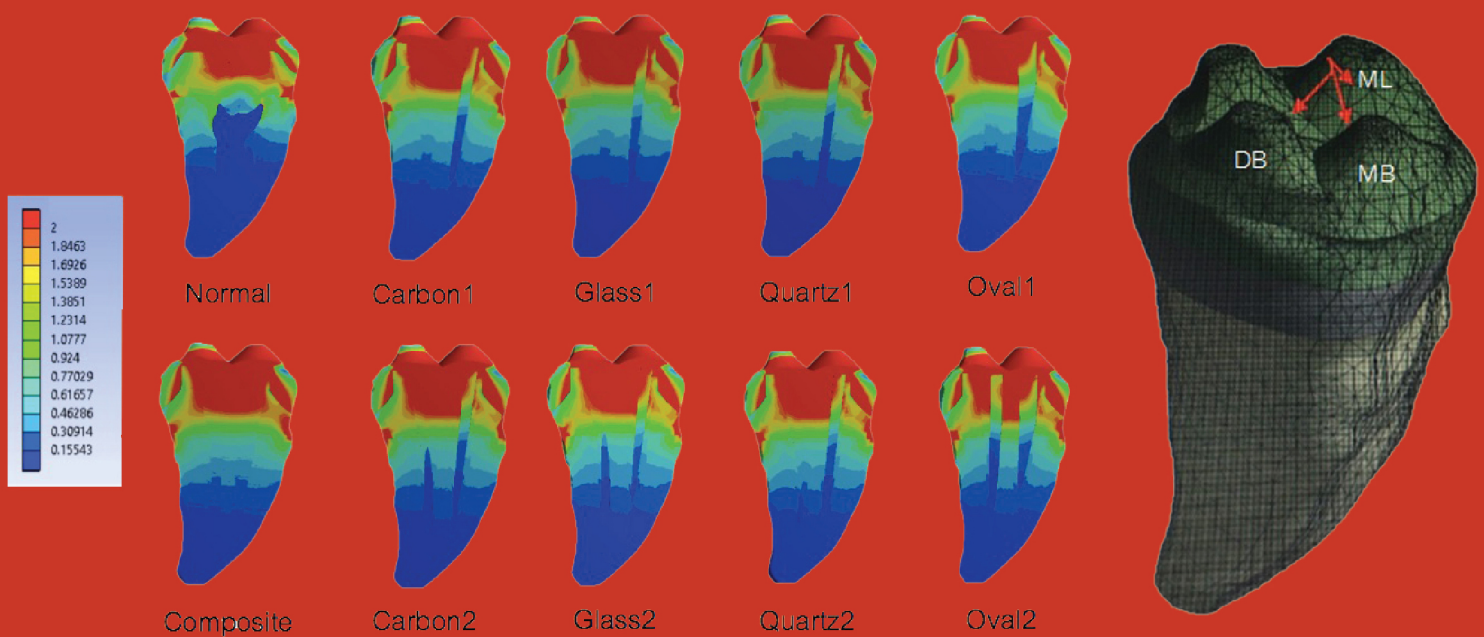
วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์



Journal of the Dental Association of Thailand

| www.jdat.org

ปีที่ 67 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม 2560 / Volume 67 Number 1 January - March 2017



Stress Distribution in C-shaped Root Canals with Various Restorations : 3D Finite Element Analysis

New!

CE Credits
QUIZ

: Air Quality in Dental Clinic



วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์
JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND



ทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย ในพระบรมราชูปถัมภ์ THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisory Board

Lt. Gen. Phisal	Thepsithar
Asst. Prof. Anonknart	Bhakdinaronk
Dr. Charmary	Reanamporn
Assoc. Prof. Porjai	Ruangsri
Assoc. Prof. Surasith	Kiatpongsan
Dr. Wantana	Puthipad
Dr. Werawat	Satayanurug
Prof. Dr. Waranun	Buajeeb
Dr. Prinya	Pathomkulmai

Board of Directors 2016 - 2018

President	Dr. Adirek	S.Wongsa
President Elect	Dr. Chavalit	Karnjanaopaswong
1 st Vice-President	Asst. Prof. Dr. Sirivimol	Srisawasdi
2 nd Vice-President	Assoc. Prof. Dr. Siriruk	Nakornchai
Secretary-General	Prof. Dr. Prasit	Pavasant
Treasurer	Assoc. Prof. Poranee	Berananda
Editor	Dr. Ekamon	Mahapoka
Executive Committee	Clinical Prof. Pusadee	Yotnuengnit
	Lt. Gen. Nawarut	Soonthornwit
	Assoc. Prof. Wacharaporn	Tasachan
	Dr. Somchai	Suthirathikul
	Asst. Prof. Ekachai	Chunhacheevachaloke
	Asst. Prof. Bundhit	Jirajariyavej
	Dr. Prae	Chittinand
	Dr. Kanit	Dhanesuan
	Assoc. Prof. Dr. Patita	Bhuridej
	Asst. Prof. Piriya	Cherdsatirakul
	Dr. Sutee	Suksudaj
	Assoc. Prof. Dr. Teerasak	Damrongrungruang

OFFICE 71 Ladprao 95 Wangtonglang Bangkok 10310, Thailand. Tel. 02-5394748, Fax 02-5141100



วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

Advisory Board

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

Editor

Dr. Ekamon Mahapoka

Associate Editors

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

Editorial Board

Assoc. Prof. Dr. Chaiwat Maneenut, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Waranuch Pitiphat, Khon Kaen University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Nita Viwattanatipa, Mahidol University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Ponlatham Chaifarit, Khon Kaen University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Lertrit Sarinnaphakorn, Thammasat University, Thailand
Prof. Dr. Suttichai Krisanaprakornkit, Chiang Mai University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Paiboon Techalertpaisarn, Chulalongkorn University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Somsak Mitirattanaku, Mahidol University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Kittit Torrungruang, Chulalongkorn University, Thailand
Assoc. Prof. Boonlert Kukiattrakoon, Prince of Songkla University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Chootima Ratisoontorn, Chulalongkorn University, Thailand
Assoc. Prof. Dr. Oranat Matungkasombut, Chulalongkorn University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Vanthana Sattabanasuk, Mahidol University, Thailand
Dr. Sutee Suksudaj, Thammasat University, Thailand
Dr. Aroonwan Lam-ubol, Srinakharinwirot University, Thailand
Assist. Prof. Dr. Tewarit Somkotra, Chulalongkorn University, Thailand
Dr. Thantrira Porntaveetus, Chulalongkorn University, 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

Thatchutha Saengchan
Pimpanid Laomana
Anyamanee Kongcheepa

Manager

Assoc. Prof. Poranee Berananda

Journal published trimonthly. Foreign subscription rate US\$ 200 including postage.

Publisher and artwork: Q - Print Co., Ltd.

Please send manuscripts to Dr. Ekamon Mahapoka

Mailing address: 71 Ladprao 95 Wangtonglang Bangkok 10310, Thailand E-mail: jdat.editor@gmail.com



วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

จดหมายจากสารานุกรม

สวัสดีท่านสมาชิกทุกท่านครับ เราก้าวเข้าสู่ปีใหม่พุทธศักราช 2560 มาแล้ว ปีที่บ้านเมืองของเรากำลังเริ่มต้นสิ่งใหม่ ๆ ในวงการทันตแพทย์ของเราก็เริ่มเห็นการเปลี่ยนแปลงเช่นกัน แม้บางประเด็นยังเป็นที่ถกเถียงกันอยู่ในการวิชาชีพไม่ว่าจะเป็นประเด็นการขึ้นทะเบียนเครื่องรังสีเอกซเรย์ช่องปากตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ.2559 หรือการกำหนดให้ต่ออนุญาตใบประกอบวิชาชีพตามพระราชบัญญัติวิชาชีพทางทันตกรรมซึ่งกำหนดให้ทันตแพทย์ต้องมีการศึกษาต่อเนื่องเพื่อให้มีความรู้ในการประกอบวิชาชีพที่ทันสมัยและได้พัฒนาตนเองให้ทันต่อความก้าวหน้าทางวิทยาการทางด้านทันตกรรมในยุคปัจจุบัน ในฐานะที่วิทยาลัยฯส่งเสริมและมุ่งเน้นการเผยแพร่บทความวิชาการที่เป็นประโยชน์ในวงการวิชาชีพจึงได้ริเริ่มจัดทำแบบถามตอบท้ายบทความวิชาการเพื่อเป็นการกระตุ้นให้ทันตแพทย์ผู้อ่านบทความได้รับความรู้จากการอ่านบทความได้อย่างเต็มที่โดยเข้าไปตอบได้ที่เว็บไซต์ของทันตแพทยสภาเพื่อรับเครดิตการศึกษาต่อเนื่องได้อีกทางหนึ่งด้วย

ฉบับนี้บทความในเล่มมีเทคนิคใหม่ ๆ ในการปรับปรุงวัสดุทางทันตกรรม เช่น การชุบไหมเย็บด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต การใส่สารนาโนเงินลงในฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซิน เทคนิคการขัดผิวเซรามิกชนิดแคดแคม เป็นต้น น่าสนใจทีเดียวสำหรับคนที่สนใจงานด้านทันตวัสดุศาสตร์ นอกจากนี้ยังมีบทความที่น่าสนใจเสนอเคสผู้ป่วยสูญเสียฟันซี่เดียวด้วยการบูรณะด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ทำไม่ได้ยากเหมือนที่ทุกคนคิด ปิดท้ายด้วยบทความปริทัศน์ที่มีให้อ่านถึง 2 เรื่อง หนึ่งในนั้นเป็นบทความเกี่ยวกับคุณภาพอากาศในห้องทำงานของเราที่เป็นเรื่องใกล้ตัวซึ่งมีแบบถามตอบบทความนี้ปิดท้ายเล่ม ผมหวังว่าจะเป็นประโยชน์ไม่มากนักน้อยสำหรับผู้่านวิทยาลัยฯครับ

สวัสดีปีใหม่ครับ

ทพ. ดร. เอกมน มหาโกคา
สารานุกรม

สำหรับหน้าที่เป็นสี โปรดเข้าชมได้ที่ <http://www.jdat.org>

For high quality coloured figures, please refer to <http://www.jdat.org/>

Instruction for Authors

The Journal of the Dental Association of Thailand welcome submissions from the field of Dentistry and related science. We published 4 issues per year in March, June, September and December.

Categories of the Articles

1. **Review Articles:** an article with technical knowledge collected from journals or textbooks and is profoundly analyzed and criticized.
2. **Case Reports:** a short report of an update 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 and significant contributions to the field of Dentistry.
4. **Letter to the Editor:** a brief question or comment that is useful for readers

Manuscript Submission

The Journal of the Dental Association of Thailand only accepts online submission. The manuscript must be submitted via <http://www.jdat.org>. Registration by corresponding author is required for 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 or .docx. All figures and tables should be submitted as separated files (1 file for each figure or table). For figures and diagrams, the acceptable file formats are .tif, .bmp and .jpeg with resolution at least 300 dpi. with 2 MB.

Contact Address

Editorial Staff of the Journal of the Dental Association of Thailand

The Dental Association of Thailand
71 Ladprao 95

Wangtonglang Bangkok 10310

Email: jdat.editor@gmail.com

Telephone: 669-7007-0341

Manuscript Preparation

1. For English article, use font of Cordia New Style size 16 in a standard A4 paper (21.2 x 29.7 cm) with 2.5 cm margin on all four sides. The manuscript

should be typewritten with double-spacing.

2. For Thai article, use font of Cordia New Style size 16 in a standard A4 paper (21.2 x 29.7 cm) with 2.5 cm margin on all four sides. The manuscript should be typewritten with 1.5 line spacing. Thai article must also provide English abstract. All references 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 on the top right corner. The length of article should not exceed 10 pages of the journal (approximate 24-28 pages A4, not include figures and tables)
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 or 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. Every illustration including tables must be referred in all illustrations. The contents and alphabets in the illustrations and tables must be in English. Numbers are 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.

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 one paragraph. Only English abstract is required for English article. Both English and Thai abstracts 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 sections 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, authors should indicate that the study was performed according to the ethical Principles for Medical Research and Experiment involving human subjects such as Declaration of Helsinki 2000 or has been approved by the ethic committees of each institute.
- **Results:** Results are presentation of the discovery of experiments 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 or 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 threats from the experiments should also be informed in the discussion and indicate the ways to make good use of the results.

- **Conclusion:** indicates the brief results and the conclusions of the analysis.
- **Acknowledgement:** indicates the institutes or persons helping the authors, especially on capital sources of researches and numbers of research funds (if any).
- **References** 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 or 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 system, using Arabic numbers, making order according to the texts chronologically. Titles of the Journals must be in Bold and Italics. The publication year, issue and pages are listed respectively without volume.

Sample of references from articles in Journals

Phantumvanit P, Feagin FF, Koulourides T. Strong and weak acids sampling for fluoride of enamel remineralized sodium fluoride solutions. *Caries Res* 1977;11:56-61.

- Institutional authors

Council on Dental materials and Devices. New American Dental Association Specification No.27 for direct filling resins. *J Am Dent Assoc* 1977;94:1191-4.

- 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

and also have editor

Sanders BJ, Henderson 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. Recent advances in clinical neurophysiology. Proceedings of the 10th International Congress of EMG and Clinical Neuro physiology; 1995 Oct 15-19; Kyoto, Japan. Amsterdam: Elsevier; 1996.

- Conference paper

Hotz PR. Dental 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. 35-49.

- 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 articles in press

Swasdison S, Apinhasmit W, Siri-upatham C, Tungpitsyoi M, Pateepasen R, Suppipat N, *et al*. Chemical sterilization for barrier membranes is toxic to human gingival fibroblasts. *J Dent Assoc Thai*. In press 2000. *In this case, accepted letter must be attached.

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

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

Rasperini G, Acunzo R, Limiroli E. Decision making in gingival recession treatment: Scientific evidence and clinical experience. *Clin Adv Periodontics* 2011;1: 41-52. doi:10.1902 cap.2011.100002.

- 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://www.nursingworld.org/AJN/2002/june/Wawatch.htmArticle>.

- Ahead of printing

McGuire MK, Scheyer ET, Nevins M, Neiva R, Cochran DL, Mellonig JT, *et al*. Living cellular construct for increasing the width of keratinized gingival. Results from a randomized, withinpatient, controlled trial [published online ahead of print March 29, 2011]. *J Periodontol* doi:10.1902/jop.2011.100671.

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 notified 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>.

Color Printing (baht / 2,000 copy) 1-16 pages for 4,815 baht vat included. 16-36 Pages 9,630 baht vat included. This price is subjected to change with prior notice.



วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 67 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2560

บทความปริทัศน์

คุณภาพอากาศในคลินิกทันตกรรม

รัชณี อัมพรอร่ามเวทย์

ชีวกลไกทางทันตกรรมจัดฟัน

ณัฐฤตา วงศ์สุภา

ชิตชนก ลีธนะกุล

รายงานผู้ป่วย

การบูรณะฟันสึกโดยการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟันด้วยวัสดุ
บูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมและไดเรกต์เรซินคอมโพสิต :

รายงานผู้ป่วย

ชลญา บำรุงเรือน

รัศมี จินดาโรจนกุล

พนมพร วาณิชชานนท์

ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์

บทวิทยาการ

การเปรียบเทียบรอยซึมลึกของวัสดุบูรณะกลาสส์

ไอโอโนเมอร์ ชนิดแคปซูลกับชนิดผสมด้วยมือ

อรอุมา อังวรารวงศ์

สุกาญจน์นาถ ศิลปสอน

พัชร กุลโกวิท

นฤวันต์ รวดเร็ว

อรพรรณ วิภารัตนพงศ์

ปฐิมาพร พึ่งชาญชัยกุล

นำชัย สุขสันติสกุลชัย

Contents

Volume 67 Number 1 January - March 2017

Review Article

1 Air Quality in Dental Clinic

Ruchanee Ampornaramveth

15 Mechanobiological Responses in Orthodontic
Tooth Movement

Natkrita Wongsupa

Chidchanok Leethanakul

27 Case Report

Restoring Multiple Tooth wear by Increased Vertical
Dimension Using All Ceramic CAD-CAM Restoration
and Direct Resin Composite Restoration: A Case
Report

Chonlaya Bumrungruan

Rasmee Jindarojnakul

Phanomporn Vanichanon

Sirivimol Srisawasdi

Original Article

43 Comparison of Microleakage between Encapsulated
and Manually-mixed

Glass Ionomer Restorative Materials

Onauma Angwaravong

Sukarnjanat Silapason

Pachara Gulgovit

Naruwan Ruadrew

Orapan Wiparattanapong

Patimaporn Pungchanchaikul

Namchai Sooksuntisakoonchai



วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

JOURNAL OF THE DENTAL ASSOCIATION OF THAILAND

สารบัญ

ปีที่ 67 ฉบับที่ 1 มกราคม - มีนาคม พ.ศ. 2560

บทความวิชาการ

การกระจายความเค้นในคลองรากฟันรูปอักษรซีเมื่อมีการ
บูรณะแบบต่าง ๆ ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ
ณัฐรา ภิญโญโสภณ
จารума ศักดิ์ดี
เทียนสิริ เหลืองวิไล
ชินาลัย ปิยะชน

ผลของอนุภาคนาโนเงินต่อความทนแรงอัดของฐานฟันเทียม
อะคริลิกเรซิน

ณปภา เอี่ยมจิระกุล
ปิยะนารถ เอกวรพจน์

คุณสมบัติทางเคมีกายภาพและความสามารถในการฆ่าเชื้อ
จุลินทรีย์ของไหมเย็บที่ชุบด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต

ศรีสุรางค์ สุธอปรียาศรี
เขมราษฎร์ เขมวงศ์
พูนโช โขเด็น
กัญญ์วรา วิโรจน์สกุลชัย
ประยูรสิริ คณานุรักษ์
ลลิตา เจียมกตัญญู
วิวรา วัชรานุรักษ์

ผลของการขัดเซรามิกด้วยวิธีขัดต่างๆต่อความหยาบพื้นผิว
ของเซรามิกชนิดแคดแคมบล็อก

ปาลิน สัปินันท์
ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์

Contents

Volume 67 Number 1 January - March 2017

Original Article

- 55 Stress Distribution in C-shaped Root Canals with
Various Restorations : 3D Finite Element Analysis
Nutta Pinyosopon
Jaruma Sakdee
Thiansiri Luangwilai
Chinalai Piyachon

- 67 Effect of Silver Nanoparticles on the Compressive
Strength of Acrylic Denture Base

Napapa Aimjirakul
Piyannart Ekworapoj

- 77 Physicochemical and Antimicrobial Properties of
Silk Suture Soaked in Chlorhexidine Gluconate

Srisurang Suttapreyasri
Kemrajt Kemavongse
Phuntsho Choden
Kanvara Virojsakulchai
Prayoonsiri Kananuruck
Lalita Jeamkatanyoo
Vivara Watcharanuruk

- 91 Effect of Various Polishing Techniques on Surface
Roughness of CAD/CAM Ceramic Blocks

Palin Sappinan
Sirivimol Srisawasdi

Front cover image:

Adapted from the image of finite element analysis model and Stress distribution by von-Mises stress (MPa) in longitudinal sections (see Pinyosopon et. al. Pages 59 and 62 for details)

คุณภาพอากาศในคลินิกทันตกรรม

Air Quality in Dental Clinic

รัชณี อัมพรอร่ามเวทย์¹Ruchanee Ampornaramveth¹¹ภาควิชาจุลชีววิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ¹Department of Microbiology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok

บทคัดย่อ

การให้การรักษาทางทันตกรรมนั้นมีการใช้เครื่องมือที่ก่อให้เกิดการฟุ้งกระจายของเลือดและน้ำลาย ซึ่งอาจทำให้เกิดการแพร่กระจายของเชื้อโรคระหว่างทันตบุคลากรและผู้ป่วยที่ได้รับการรักษา การควบคุมคุณภาพของอากาศในคลินิกจึงมีความจำเป็นในการป้องกันการแพร่กระจายเชื้อ บทความนี้จะกล่าวถึงลักษณะของการฟุ้งกระจายที่เกิดขึ้นขณะทำการทางทันตกรรม การตรวจวัดปริมาณเชื้อในอากาศ ระดับการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศในบริเวณต่าง ๆ ในคลินิกที่เป็นที่ยอมรับได้ รวมทั้งมาตรการต่าง ๆ ในการลดหรือกำจัดการฟุ้งกระจาย การจัดการกับอากาศในคลินิกที่ถูกวิธีนอกจากจะช่วยสร้างสิ่งแวดล้อมที่ปลอดภัยในการทำงาน ยังส่งเสริมให้เกิดความปลอดภัยแก่ผู้ป่วยที่มารับบริการทางทันตกรรมด้วย

คำสำคัญ: การควบคุมการติดเชื้อ, การระบายอากาศ, คุณภาพอากาศ, คลินิกทันตกรรม

Abstract

Dental treatments utilize the instruments those generate aerosol comprise of blood and saliva which able to spread the microbial among dental staffs and also the patients. The quality assurance of the air in dental clinic is crucial in control of the infection. This articles will explain how dental aerosol generate during dental treatment, methods of air microbial sample collection, index of microbial air contamination as well as

strategies to reduce or eliminate the aerosol. The proper management of air in dental clinic is not only provide the safe working environment for dental staffs but also provide safety for dental patients.

Keywords: Air quality, Dental clinic, Infection control, Ventilation

Received Date: Aug 25, 2016
doi: 10.14456/jdat.2017.1

Accepted Date: Oct 17, 2016

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

รัชณี อัมพรอร่ามเวทย์ ภาควิชาจุลชีววิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-218-8682
โทรสาร: 02-218-8680 อีเมลล์: ruchanee.a@chula.ac.th

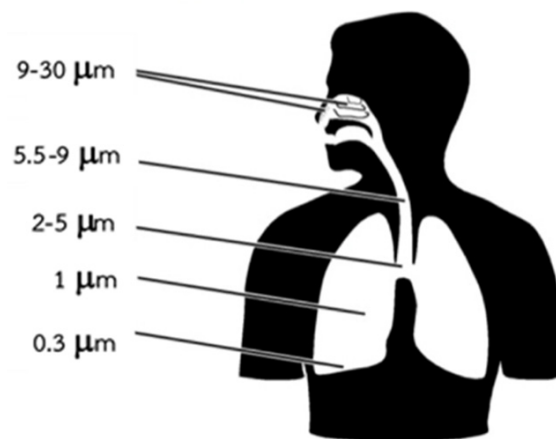
Correspondence to:

Ruchanee Ampornaramveth. Department of Microbiology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok 10330 Thailand
Tel: 02-218-8682 Fax: 02-218-8680 E-mail: ruchanee.a@chula.ac.th

การให้การรักษาทันตกรรมนั้นก่อให้เกิดละอองกระเด็น (splatter) และละอองลอย (aerosol) ได้มากกว่าการให้การรักษาโรคทั่วไปเนื่องจากในการรักษาทันตกรรมมีการใช้เครื่องมือฟัน (rotary instrument) ทั้งแบบที่มีน้ำหล่อเย็นและไม่มี นอกจากนี้ยังมีการใช้หัวฉีดน้ำและลม (air-water syringe) ในการล้างฟัน ดังนั้นบุคลากรทางทันตกรรมรวมทั้งผู้ป่วยที่เข้ามารับบริการจึงมีโอกาสเสี่ยงต่อการรับเชื้อที่ฟุ้งกระจายออกมาขณะให้การรักษาละอองกระเด็นและละอองลอยที่เกิดขึ้นนี้อาจประกอบไปด้วยเลือด น้ำลาย และอนุภาคที่เกิดจากบริเวณที่ทำหัตถการร่วมกับน้ำที่ถูกฉีดพ่นออกจากระบบน้ำของยูนิตทำฟัน

ละอองกระเด็น และละอองลอย ในทางทันตกรรมได้ถูกนิยามไว้โดย Micik และคณะ ในปี ค.ศ. 1969¹ โดยละอองกระเด็นหมายถึงอนุภาคในอากาศที่มีขนาดใหญ่กว่า 50 ไมโครเมตร โดยอนุภาคนี้อาจกระเด็นออกมาจากแหล่งกำเนิดตามทิศทางแนวแรงและตกลงคล้ายกับลูกบอลที่ถูกขว้างออกไป อนุภาคนี้อาจมีขนาดใหญ่เกินกว่าที่จะลอยอยู่ในอากาศ ส่วนละอองลอยหมายถึงอนุภาคในอากาศที่มีขนาดเล็กกว่า

ศูนย์กลางเล็กกว่า 50 ไมโครเมตร ละอองลอยที่กำเนิดจากเครื่องมือทันตกรรมส่วนใหญ่มีขนาดอนุภาคประมาณ 5 ไมโครเมตร² ซึ่งอนุภาคนี้อาจสามารถลอยฟุ้งอยู่ในอากาศได้นานก่อนที่จะตกลงสู่พื้นผิวสิ่งแวดล้อม และสามารถถูกสูดดมเข้าสู่ระบบทางเดินหายใจได้โดยเฉพาะละอองลอยที่มีขนาดเล็กกว่า 0.5 - 10 ไมโครเมตร มีขนาดเล็กพอที่จะถูกสูดดมเข้าสู่ถุงลมปอด (รูปที่ 1) จะสามารถนำโรคติดต่อของระบบทางเดินหายใจได้ดีขึ้น จากการศึกษาของ Earnest และ Loesche³ พบว่าละอองลอยที่เกิดขึ้นระหว่างการกรอเพื่อกำจัดรอยผุของฟันมีการปนเปื้อนของเชื้อสเตรปโตค็อกคัส มิวแทนส์ (*Streptococcus mutans*) และ สเตรปโตค็อกคัส แซงควินิส (*Streptococcus sanguinis*) ในปริมาณที่สูงโดยเฉพาะในบริเวณรอบ ๆ ตัวผู้ทำหัตถการ อาจมากถึง 200 ซีเอฟยู (CFU; colony forming unit) ในการกรอฟันเพียงแค่ 10 นาที ซึ่งนับว่าสูงมากเมื่อเปรียบเทียบกับเชื้อที่ตรวจวัดได้ในบริเวณเดียวกันก่อนเริ่มหัตถการที่มีค่าเพียงแค่ 4 ซีเอฟยู



รูปที่ 1 ความลึกของการแทรกซึมเข้าไปในระบบทางเดินหายใจของเชื้อโรคขึ้นกับขนาดของอนุภาคละออง

Figure 1 The depths of penetration into the respiratory tract of the inhaled microorganisms depend on the size of droplet nuclei.

เป็นที่แน่ชัดว่าการติดต่อโรคจากการสูดดมเชื้อโรคในอากาศเข้าไป (air-borne infection) ในทางพันธุกรรมนั้นเกิดได้จากการสูดดมละอองลอยที่มีขนาดเล็กกว่า 50 ไมโครเมตรที่ปนเปื้อนด้วยเชื้อโรคเข้าไป⁴ อย่างไรก็ตามการกระเด็นของละอองก็ยังถือว่าก่อให้เกิดความเสี่ยงของการแพร่กระจายเชื้อโดยเฉพาะในกรณีของเชื้อไมโคแบคทีเรียทูปerculosis (Mycobacterium tuberculosis; TB) โดยส่วนใหญ่การติดต่อของเชื้อ TB เกิดจากการก่อตัวของอนุภาคละออง (droplet nuclei) ซึ่งเกิดเมื่อเสมหะหรือน้ำลายที่ปนเปื้อนด้วยเชื้อ TB ของผู้ป่วยด้วยโรควัณโรคกระเด็นออกมาจากตัวผู้ป่วยจากการไอ จาม หรือหัดการทางพันธุกรรม ละอองกระเด็นจะเริ่มระเหยและมีขนาดเล็กลง เกิดเป็นอนุภาคละออง² ทำให้อนุภาคละอองเหล่านี้สามารถลอยอยู่ในอากาศได้นานขึ้น หรืออาจจะกลับมาฟุ้งกระจาย (reairborne) ได้อีกหลังจากตกลงสู่พื้นผิวแล้ว ดังนั้นทั้งละอองกระเด็นและละอองลอยที่เกิดขึ้นจากการให้การรักษาทางพันธุกรรมสามารถนำพาโรคติดต่อได้ในคลินิก

การปนเปื้อนของน้ำลายและสารคัดหลั่งจากทางเดินหายใจ

สภาวะภายในช่องปากนั้นเปียกชื้นและถูกหล่อด้วยน้ำลายตลอดเวลา ของเหลวในช่องปากนั้นปนเปื้อนด้วยแบคทีเรียและไวรัสมากมายหลายชนิด คราบจุลินทรีย์บนฟัน (dental plaque) ทั้งที่อยู่เหนือเหงือก และภายในร่องเหงือกเป็นแหล่งที่อยู่หลักของเชื้อเหล่านี้² นอกจากนี้ช่องปากยังต่อกับโพรงจมูก (oronasal) และช่องคอ (pharynx) ดังนั้นภายในช่องปากจึงสามารถพบเชื้อโรคที่พบในโพรงจมูก คอ และระบบทางเดินหายใจได้ด้วย² หัดการทางพันธุกรรมที่ก่อให้เกิดการฟุ้ง

กระจายของละอองกระเด็นและละอองลอยจึงสามารถก่อให้เกิดการฟุ้งกระจายของสารคัดหลั่งที่ปนเปื้อนไปด้วยเชื้อจากแหล่งต่าง ๆ เหล่านี้ได้

เชื้อที่เป็นอันตรายและพบได้ในละอองลอยจากสารคัดหลั่งที่พบภายในช่องปากได้แก่เชื้อ TB ซึ่งก่อให้เกิดโรควัณโรค หากจำเป็นต้องให้การรักษาผู้ป่วยวัณโรคที่อยู่ในระยะแพร่เชื้อจึงต้องกระทำในห้องพิเศษที่มีระบบป้องกันการแพร่กระจายเชื้อทางอากาศ และใช้มาตรการเสริมเพื่อป้องกันการติดเชื้อที่ติดต่อทางอากาศ (airborne precautions) นอกเหนือไปจากหลักการ standard precautions ที่ใช้อยู่เป็นปกติ นอกไปจากนี้น้ำลายและสารคัดหลั่งจากช่องจมูกและคอก็ยังอาจปนเปื้อนด้วยเชื้อก่อโรคอื่น ๆ เช่น ไวรัสที่ก่อให้เกิดโรคไข้หวัด ไข้หวัดใหญ่ ไวรัสซาร์ส (SARS) โรคเริม เชื้อสเตรปโตค็อกคัสก่อโรค (pathogenic Streptococci) และเชื้อสตาไฟโลค็อกคัส (Staphylococcus) เป็นต้น ในกรณีของเชื้อไวรัสหากผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาในคลินิกป่วยด้วยโรคไวรัสของระบบทางเดินหายใจ เช่น ไวรัสไข้หวัดใหญ่ โอกาสในการแพร่กระจายเชื้อมีได้ตลอดเวลาแม้ไม่ทำหัดการใด ๆ (ตารางที่ 1) โดยปกติเราใช้หลักการของข้อพึงระวังมาตรฐาน (standard precautions) ในการให้การรักษาผู้ป่วยทางพันธุกรรมทุกรายอยู่แล้ว โดยถือว่าผู้ป่วยทุกคนมีเชื้อก่อโรคที่สามารถติดต่อทางเลือดและสารคัดหลั่งอื่น ๆ (ยกเว้นเหงื่อ) เช่น ไวรัสตับอักเสบบี ไวรัสตับอักเสบบี และเชื้อเอชไอวี (HIV) มาตรการนี้ควรขยายให้ครอบคลุมไปถึงการป้องกันเชื้อที่อาจติดต่อทางละอองกระเด็นและละอองลอยที่เกิดขึ้นขณะให้การรักษาผู้ป่วยด้วย³⁻⁴

ตารางที่ 1 ระยะที่เชื้อไวรัสที่ติดต่อทางอากาศสามารถฟุ้งกระจายไปได้จากตัวผู้ป่วยเมื่อแสดงพฤติกรรมต่าง ๆ

Table 1 Distance of airborne virus spreading from patients when performing different activities.

พฤติกรรม	ละอองขนาดใหญ่และเล็ก (Large/small droplet) อนุภาคละออง	อนุภาคละออง (Droplet nuclei)
ไอ	1 – 5 ฟุต	160+ ฟุต
จาม	8 – 15 ฟุต	160+ ฟุต
พูด/ร้องเพลง	1 – 3 ฟุต	160+ ฟุต
หายใจทางปาก	1 – 3 ฟุต	160+ ฟุต

การปนเปื้อนมีแหล่งกำเนิดจากบริเวณที่ทำหัตถการ

หัตถการทางทันตกรรมส่วนใหญ่ที่ใช้เครื่องมือเชิงกล (mechanical instrumentation) มักก่อให้เกิดละอองฟุ้งกระจายจากบริเวณที่ทำหัตถการนั้น ๆ ตัวอย่างเช่น การใช้ด้ามกรอฟัน เครื่องดูดหินน้ำลายอัลตราโซนิก หัวขัด และเครื่องมือเป่าลม (air abrasion) เป็นต้น เครื่องมือเหล่านี้ก่อให้เกิดการกระเด็นและฟุ้งกระจายของละอองกระเด็นและละอองลอยทั้งที่สามารถมองเห็นด้วยตาเปล่า และไม่สามารถมองเห็นได้ โดยมากมักเกิดกับเครื่องมือที่หมุนด้วยความเร็ว (rotary instrument) เครื่องมือที่มีการสั่นแบบอัลตราโซนิก หรือการสเปรย์น้ำร่วมกับ

อากาศ มีการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าหากใช้เครื่องดูดหินปูนอัลตราโซนิกโดยไม่ใช้น้ำเพื่อหล่อเย็น ยังสามารถพบละอองกระเด็นของน้ำกระจายออกรอบ ๆ หัวชุดขณะเดินเครื่อง แสดงให้เห็นว่าละอองกระเด็นของน้ำที่กระจายออกมาขณะเดินเครื่องนั้นคือน้ำที่อยู่บริเวณที่ทำหัตถการ ซึ่งก็คือเลือด น้ำลาย หรือน้ำในร่องเหงือกนั่นเอง ละอองกระเด็นที่ฟุ้งกระจายออกมานี้สามารถมองเห็นได้ด้วยตาว่ากระเด็นไปได้ไกลถึง 18 นิ้วจากบริเวณที่ทำหัตถการ⁵ ตัวอย่างของหัตถการทางทันตกรรมที่ก่อให้เกิดละอองกระเด็นและละอองลอยแสดงในตารางที่ 2⁶

ตารางที่ 2 อัตราการผลิตเชื้อ (ซีเอฟยู/นาที) และร้อยละของอนุภาคละอองที่มีขนาดเล็กกว่า 5 ไมครอนที่เกิดจากหัตถการทางทันตกรรมที่แตกต่างกัน

Table 2 Rate of microbial production (CFU/min) and percentage of droplet nuclei of size less than 5 microns generate from different dental procedures.

หัตถการ	อัตราการผลิตเชื้อ (CFU/min)	ร้อยละของอนุภาค ละอองที่มีขนาดเล็กกว่า 5 ไมครอน
การตรวจช่องปาก	3	-
ดูดหินน้ำลาย	1	-
ล้างฟันด้วยการฉีดน้ำ	10	-
ขัดฟันด้วยผงฟิวมิส	42	43
การกรอฟันด้วยหัวกรอช้า (ไม่มีน้ำ)	58	80
การเป่าฟันด้วยลม	72	65
การกรอฟันด้วยหัวกรอเร็วที่มีน้ำหล่อเย็น	1,000	95
การขัดวัสดุอุดฟันด้วยหัวขัดบริเทิลบลัช	2,300	55

เป็นการยากที่จะวิเคราะห์ถึงองค์ประกอบของละอองกระเด็นหรือละอองลอยที่ฟุ้งกระจายออกมาจากบริเวณที่ทำหัตถการทางทันตกรรม องค์ประกอบเหล่านี้จะเปลี่ยนไปในผู้ป่วยแต่ละราย หัตถการที่ทำ และตำแหน่งที่ทำหัตถการ อย่างไรก็ตามเราสามารถกล่าวโดยรวมนว่าละอองเหล่านี้จะประกอบไปด้วย น้ำลาย สารคัดหลั่งจากโพรงจมูกและคอ คราบจุลินทรีย์ เศษฟันหรือวัสดุที่เกิดจากการกรอรวมทั้งเลือด

การตรวจวัดการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศ

หนึ่งในตัวชี้วัดคุณภาพอากาศคือปริมาณการปนเปื้อนของเชื้อ ซึ่งแสดงเป็นค่าดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศ (Index of microbial air contamination, IMA)⁹⁻¹⁰ การวัดปริมาณเชื้อในอากาศนั้นสามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่ การนับจำนวนเชื้อในอากาศโดยการเปิดจานอาหารเลี้ยงเชื้อทิ้งไว้

และรอให้เชื้อในอากาศตกลงบนจานอาหารเลี้ยงเชื้อในช่วงเวลาที่กำหนด หรือเรียกย่อว่าการเปิดจานอาหารเลี้ยงเชื้อไว้ (settle plates) และการเก็บตัวอย่างเชื้อในอากาศโดยใช้เครื่องดูดอากาศเพื่อเพาะเชื้อ (active air samplers) ข้อดีและข้อเสียของการเก็บตัวอย่างเชื้อจากอากาศทั้งสองวิธีแสดงไว้ในตารางที่ 3 โดยส่วนมากจะใช้จานอาหารเลี้ยงเชื้อผสมเลือด (blood agar) ซึ่งสามารถเพาะเชื้อได้หลากหลาย นับจำนวนโคโลนีที่ขึ้นบนจานอาหารเลี้ยงเชื้อและรายงานเป็นซีเอฟยูต่อลูกบาศก์เมตร (colony-forming unit/cubic meter) วิธีนี้สามารถบอกปริมาณเชื้อที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงในช่วงเวลานั้นได้ แต่ไม่สามารถแยกแยะได้ว่าเชื้อที่พบนั้นเป็นเชื้อก่อโรคหรือไม่ นอกจากนี้เชื้อที่ต้องการอาหารเลี้ยงเชื้อที่จำเพาะเช่นเชื้อ TB เชื้อที่ไม่ต้องการออกซิเจนที่พบในร่องลึกปริทันต์ และเชื้อไวรัส จะไม่สามารถเพาะขึ้นหากทำการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีการนี้

ตารางที่ 3 ข้อดีและข้อเสียของการเก็บตัวอย่างเชื้อจากอากาศด้วยการเปิดฝาจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อไว้และวิธีการใช้เครื่องดูดอากาศ

Table 3 Pros and Cons of microbial air sampling by settle plates and active air samplers techniques.

การใช้เครื่องดูดอากาศ		การเปิดฝาจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อไว้	
ข้อดี		ข้อดี	
<ul style="list-style-type: none"> - สามารถเก็บตัวอย่างและคำนวณเป็น CFU/m³ ได้ตามที่ระบุในแนวทางปฏิบัติส่วนใหญ่ - สามารถเก็บตัวอย่างได้รวดเร็ว 		<ul style="list-style-type: none"> - ราคาถูก - สามารถทำได้เลยโดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์พิเศษ - ทำให้ปราศจากเชื้อได้ง่าย - เก็บตัวอย่างในหลายบริเวณได้ในคราวเดียว - เหมาะกับการตรวจสอบปริมาณเชื้อในอากาศที่ตกลงบนพื้นผิวที่เป็นจุดเสี่ยง - ให้ผลที่น่าเชื่อถือ - นำค่าที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับเชิงปริมาณได้ - ไม่รบกวนการไหลเวียนของอากาศภายในห้อง - ใกล้เคียงกับปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นจริง 	
ข้อเสีย		ข้อเสีย	
<ul style="list-style-type: none"> - อุปกรณ์ทำให้ปราศจากเชื้อมาก - อุปกรณ์ราคาแพง - มีเสียงดัง - ให้ผลไม่แน่นอน - เชื้อที่ตกลงตามแรงโน้มถ่วงจะไม่ถูกนับ - ต้องทำการสอบเทียบเครื่องบ่อย ๆ - ทำให้การไหลเวียนอากาศในห้องเปลี่ยนไป - เชื้อส่วนหนึ่งอาจตายจากแรงดูดที่ตกกระทบกับจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อ 		<ul style="list-style-type: none"> - ไม่เป็นที่ยอมรับ ในแนวทางปฏิบัติส่วนใหญ่ 	

การเก็บตัวอย่างเชื้อในอากาศด้วยวิธีเปิดฝาจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อไว้¹⁰

อาศัยหลักการที่ว่าเชื้อล่องลอยเป็นอนุภาคอยู่ในอากาศจะตกลงตามแรงโน้มถ่วงของโลกด้วยอัตราเร็ว 0.46 เซนติเมตรต่อวินาที (cm/s)⁸ หากวางจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อในบริเวณที่ต้องการเก็บตัวอย่างก็จะสามารถเก็บเชื้อที่ตกลงมานั้นไปเพาะเลี้ยงได้ เชื้อที่ขึ้นบนจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อถึงแม้จะไม่ใช่อัตราแบคทีเรียที่พบในอากาศทั้งหมด แต่จะเป็นสัดส่วนที่สัมพันธ์กับปริมาณเชื้อที่พบในอากาศบริเวณนั้น อย่างไรก็ตามการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีนี้ไม่ถือว่าเป็นการเก็บข้อมูลเชิงปริมาณ

(non-quantitative collection method) และไม่สามารถนำไปใช้เป็นดัชนีชี้วัดคุณภาพอากาศในบริเวณที่เป็นจุดเสี่ยงได้ (critical environment) เนื่องจากเหตุผลที่กล่าวมาและการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีนี้ถูกรบกวนได้ง่ายจากขนาดและรูปร่างของอนุภาค การเคลื่อนที่ของมวลอากาศภายในห้องที่เก็บตัวอย่าง และไม่ทราบปริมาตรที่แน่นอนของอากาศ ดังนั้นการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีการนี้จึงไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับวิธีการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีการอื่น ๆ ได้ อย่างไรก็ตามการเก็บตัวอย่างเชื้อในอากาศด้วยวิธีเปิดฝาจานวุ้นอาหารเลี้ยงเชื้อไว้ตามเวลาที่กำหนดนี้สามารถทำได้ง่าย ราคาถูก และสามารถเก็บข้อมูลในเชิง

คุณภาพได้ (qualitative collection method) สามารถนำมาใช้แสดงให้เห็นถึงการปนเปื้อนของเชื้อแบคทีเรียในบริเวณใกล้ ๆ กับที่ทำหัตถการได้ โดยให้ข้อมูลที่สามารถทำซ้ำได้และมีความน่าเชื่อถือ (reproducible and reliable) สามารถเก็บข้อมูลพร้อมกันได้หลายบริเวณในคราวเดียว ไม่รบกวนการไหลเวียนของอากาศภายในห้องที่เก็บตัวอย่าง เป็นตัวบ่งชี้ที่ดีสำหรับการปนเปื้อนของพื้นผิว แผล หรือเครื่องมือจากเชื้อในอากาศ หากอ้างอิงถึงมาตรฐานทางด้านแบคทีเรียของประเทศสหราชอาณาจักร (British bacteriological standard)⁸ การปนเปื้อนของเชื้อในอากาศของห้องผ่าตัดที่ต้องการความสะอาดมากควรมีค่าน้อยกว่า 10 ซีเอฟยูต่อลูกบาศก์เมตร ซึ่งมีค่าเท่ากับอัตราการปนเปื้อนของพื้นผิวจากเชื้อในอากาศวัดจากการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีเปิดฝาจานอาหารเลี้ยงเชื้อไว้ตามเวลาที่กำหนดที่ <350 ซีเอฟยูต่อตารางเมตรต่อชั่วโมง (CFU/m²/h) วิธีการเก็บตัวอย่างนี้ใช้เป็นวิธีหลักในวงการอุตสาหกรรมการผลิตยา เนื่องจากการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศสูงสู่ขั้นตอนการผลิตยาส่วนใหญ่อาศัยกลไกการตกของเชื้อที่ลอยลอยในอากาศลงสู่พื้นผิวของกระบวนการผลิตในกรณีการฟุ้งกระจายของเชื้อในอากาศในคลินิกทันตกรรม สิ่งที่เราควรคำนึงถึงเป็นไปได้ทั้งสองลักษณะ กล่าวคือ การที่บุคลากรหายใจเอาเชื้อที่ฟุ้งกระจายนั้นเข้าไป และการที่เชื้อที่ฟุ้งกระจายนั้นตกลงสู่พื้นผิวและก่อให้เกิดการติดต่อโรคโดยการสัมผัส ซึ่งทั้งสองสิ่งนี้อาจต้องใช้ในการเก็บตัวอย่างที่แตกต่างกัน

ในปี ค.ศ. 1970 ได้มีความพยายามจะกำหนดมาตรฐานการเก็บตัวอย่างด้วยวิธีเปิดฝาจานอาหารเลี้ยงเชื้อไว้ เพื่อให้สามารถนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกันได้⁹ โดยกำหนดให้ ใช้จานอาหารเลี้ยงเชื้อผสมเลือด ขนาด 9 เซนติเมตร วางให้สูงจากพื้น 80 – 100 เซนติเมตร และห่างจากผนัง 100 – 150 เซนติเมตร เปิดฝาจานอาหารเลี้ยงเชื้อทิ้งไว้เป็นเวลา 1 ชั่วโมง นำไปเพาะที่ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และคำนวณผลการเพาะเชื้อที่ได้เป็นปริมาณเชื้อที่พบทั้งหมด (total microbial count) หน่วยเป็น ซีเอฟยูต่อตารางเดซิเมตร (CFU/dm²) นอกจากนี้ยังพบว่า การไหลเวียนของอากาศที่เปลี่ยนไป (air turbulence) ขณะเก็บตัวอย่างไม่มีผลต่อปริมาณเชื้อที่เก็บด้วยวิธีนี้⁹ การวัดปริมาณเชื้อที่ปนเปื้อนในอากาศที่ใช้ในโรงพยาบาล ด้วยดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศใช้หลักการเก็บตัวอย่างแบบ 1/1/1 ซึ่งหมายถึง เปิดฝาจานอาหารเลี้ยงเชื้อนาน 1 ชั่วโมง/วางจานอาหารเลี้ยงเชื้อสูง 1 เมตรจากพื้น/วางจานอาหารเลี้ยงเชื้อห่าง 1 เมตรจากกำแพง Fisher ได้กำหนดระดับการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศที่ยอมรับได้ และยอมรับไม่ได้ (degree of bio-risk) ในบริเวณต่าง ๆ ในโรงพยาบาลไว้ดังแสดงในตารางที่ 4⁹

ตารางที่ 4 ระดับการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศที่ยอมรับได้และยอมรับไม่ได้ในบริเวณต่าง ๆ ในโรงพยาบาล

Table 4 The acceptable and non-acceptable level of air microbial contamination in different areas of the hospital (degree of bio-risk).

บริเวณ	ปริมาณจุลชีพรวม (Total microbial count; CFU/dm ² /h)		
	พอเหมาะ (Optimal)	ยอมรับได้ (Acceptable)	ยอมรับไม่ได้ (Not acceptable)
หอผู้ป่วย	0 - 450	451 - 750	>751
แผนกศัลยกรรม	0 - 250	251 - 450	>451
ห้องยา	0 - 100	101 - 180	>181
ห้องปลอดเชื้อ	0 - 50	51 - 90	>90
ห้องผ่าตัด (ขณะพัก)	0 - 4	5 - 8	>9
ห้องผ่าตัด (ขณะใช้งาน)	0 - 60	61 - 90	>90

ใช้การเก็บตัวอย่างด้วยวิธีเปิดฝาจานอาหารเลี้ยงเชื้อไว้

โดยใช้จานอาหารเลี้ยงเชื้อผสมเลือดขนาด 9 เซนติเมตร เปิดฝาทิ้งไว้ตามหลักการ 1/1/1

การเก็บตัวอย่างเชื้อในอากาศโดยใช้เครื่องดูดอากาศ¹⁰

หากต้องการเก็บตัวอย่างของเชื้อแบคทีเรียในอากาศที่มีปริมาตรที่แน่นอนมีความจำเป็นต้องใช้เครื่องเก็บตัวอย่างแบบดูดอากาศ โดยเครื่องจะทำการดูดอากาศตามปริมาตรที่กำหนดมาลงบนจานอาหารเลี้ยงเชื้อที่บรรจุไว้ที่ด้านท้ายอุปกรณ์ ทำให้สามารถวัดปริมาณเชื้อในอากาศที่มีหน่วยเป็นซีเอฟยูต่อลูกบาศก์เมตรได้ อย่างไรก็ตามเครื่องเก็บตัวอย่างชนิดนี้มีหลายยี่ห้อและเครื่องแต่ละยี่ห้ออาจให้ผลที่แตกต่างกันแม้จะเก็บในบริเวณและเวลาเดียวกัน ดังการเปรียบเทียบปริมาณเชื้อที่เก็บจากเครื่องมือต่างยี่ห้อกันจึงทำได้ยาก นอกจากนี้อุปกรณ์ยังมีราคาแพง มีเสียงดัง ยากที่จะทำให้ปราศจากเชื้อ และต้องทำการสอบเทียบบ่อยครั้งเพื่อให้เครื่องวัดปริมาณอากาศได้คงที่ตามที่ต้องการ หากตั้งค่าให้เครื่องดูดอากาศในปริมาณมากอาจรบกวนการไหลเวียนของอากาศในห้องที่ทำการเก็บตัวอย่าง อากาศที่เครื่องปล่อยออกมาอาจถูกดูดกลับเข้าไปใหม่ทำให้ปริมาณเชื้อในอากาศที่วัดได้ไม่เป็นไปตามจริง สิ่งมีชีวิตขนาดเล็กบางชนิดอาจถูกยับยั้งการเจริญเติบโตจากแรงตกกระทบลงบนจานอาหารเลี้ยงเชื้อได้ การเลือกชนิดของอุปกรณ์เก็บ

เชื้อในอากาศโดยใช้เครื่องดูดอากาศต้องคำนึงถึงความสามารถในการตรวจวัดปริมาณการปนเปื้อนได้แม้มีปริมาณน้อย อัตราการดูดพอเหมาะ มีความแรงของการตกกระทบของมวลอากาศที่เหมาะสม สามารถกำหนดปริมาตรของอากาศที่ดูดได้ เลือกใช้อาหารเลี้ยงเชื้อที่เหมาะสม อุปกรณ์มีขนาดและน้ำหนักที่พอเหมาะ ใช้งานง่าย ทำความสะอาดฆ่าเชื้อง่าย ไม่ก่อให้เกิดการปนเปื้อนของอากาศที่เพิ่มขึ้นจากการใช้งานอุปกรณ์⁷

ดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศ

(Index of microbial air contamination; IMA)

การวัดค่า IMA นั้นมีความสำคัญในการตรวจสอบสถานที่ที่เสี่ยงต่อการปนเปื้อนและติดเชื้อ ค่าสูงสุดของดัชนีชี้วัดนี้คือ 76 ค่าที่สูงมาก ๆ ของดัชนีนี้เช่น 1000 อาจพบในบริเวณที่สกปรกมาก ๆ ดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศถูกแบ่งออกเป็น 5 ระดับ (ตารางที่ 5) ค่าดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศสูงสุดที่ยอมรับได้ในบริเวณที่มีความเสี่ยง แสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 5 ดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศและการนำไปใช้

Table 5 Index of microbial air contamination and their application.

ค่าดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศ (IMA value)	โคโลนีต่อตารางเดซิเมตรต่อชั่วโมง (CFU/dm ² /h)	สมรรถนะ (Performance)	ในบริเวณที่มีความเสี่ยง (In place at risk)
0 – 5	0 – 9	Very good	Very high
6 – 25	10 – 39	Good	High
26 – 50	40 – 84	Fair	Medium
51 – 75	85 – 124	Poor	-
≥ 76	≥ 125	Very poor	-

ตารางที่ 6 ค่าดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศสูงสุดที่ยอมรับได้ในบริเวณที่มีความเสี่ยง

Table 6 The maximum acceptable index of microbial air contamination in risk area.

ระดับความเสี่ยงของสิ่งแวดล้อม (Environment at risk)	สถานที่ (Places)	ค่าดัชนีการปนเปื้อนของเชื้อใน อากาศสูงสุดที่ยอมรับได้ (Maximum acceptable level of IMA)
สูงมาก	ห้องปราศจากเชื้อ (Ultra clean rooms: reverse isolation), ห้องผ่าตัดสำหรับเปลี่ยน ข้อ (operating room for joint replacement), อุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกส์และอุตสาหกรรมยา	5
สูง	ห้องปลอดเชื้อ (Clean room): ห้องผ่าตัด (operating theatres), ห้องเฝ้าระวัง (continuous care unit), หน่วยไตเทียม	25
ปานกลาง	บริเวณภายในโรงพยาบาล (Day hospital), หอ อภิบาลผู้ป่วย, อุตสาหกรรมอาหาร, ห้องครัว	50
ต่ำ	บริเวณอำนวยความสะดวก (Facility)	75

วิธีการลดปริมาณการปนเปื้อนของเชื้อในอากาศในคลินิก ทันตกรรม

ในการให้บริการทางทันตกรรมมีความจำเป็นที่จะต้องให้ความสำคัญกับการควบคุมปริมาณเชื้อที่ปนเปื้อนบนพื้นผิว เครื่องมือ อากาศ และน้ำที่ออกมาจากยูนิตทำฟัน หากมีการปนเปื้อนจำเป็นต้องได้รับการทำความสะอาดฆ่าเชื้อ หรือทำให้ปราศจากเชื้อ นอกเหนือไปจากหลักการของข้อพึงระวังมาตรฐาน สิ่งที่ต้องปฏิบัติเพื่อลดความเสี่ยงของการแพร่เชื้อจากการฟุ้งกระจายของละอองและละอองลอยที่เกิดขึ้นจากหัตถการทางทันตกรรม⁵ ได้แก่

1. ควบคุมคุณภาพของน้ำที่ออกมาจากระบบน้ำของยูนิตทำฟัน ให้มีการปนเปื้อนของเชื้อในระดับที่ยอมรับได้คือเท่ากับหรือใกล้เคียงกับน้ำดื่ม
2. มีการบำรุงรักษาด้ามกรอฟัน (dental handpieces) เนื่องจากด้ามกรอฟันสามารถปนเปื้อนไปด้วยเชื้อจากช่องปากผู้ป่วย เศษฟันหรือเนื้อเยื่อที่กรอภายหลังจากการใช้งาน ดังนั้นด้ามกรอฟันควรได้รับการทำให้ปราศจากเชื้อด้วยความร้อนโดยการนึ่งด้วยหม้อนึ่งอัตโนมัติ
3. ใช้ระบบป้องกันการดูดกลับ (anti-retraction valve) ของด้ามกรอฟัน เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการดูดกลับของน้ำภายในช่องปากกลับเข้าไปในระบบน้ำของยูนิตทำฟัน และระบบนี้ควรได้รับการบำรุงรักษาเป็นระยะเพื่อ

มั่นใจว่าระบบทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4. ทำการเดินเครื่องไล่น้ำออกจากสายส่งน้ำก่อนเริ่มปฏิบัติงานและในระหว่างเปลี่ยนผู้ป่วยทุกรายเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 20 – 30 วินาที การเดินเครื่องไล่น้ำออกจากสายส่งน้ำนี้ช่วยลดปริมาณเชื้อที่ค้างอยู่ในท่อและไล่น้ำจากช่องปากที่อาจจะถูกดูดกลับออกจากระบบน้ำของยูนิตทำฟัน
5. หันตบุคลากรที่ปฏิบัติงานในคลินิกควรใส่อุปกรณ์ป้องกันตนเองอย่างครบถ้วนและเคร่งครัด ได้แก่ เสื้อกาวน์ หน้ากากอนามัย แวนป้องกันตา และถุงมือ เป็นต้น

การควบคุมการฟุ้งกระจายของละอองกระเด็นและละอองลอยที่เกิดจากหัตถการทางทันตกรรมสามารถทำได้ไม่ยาก หลักการสำคัญคือการกำจัดละอองกระเด็นหรือละอองลอยเหล่านั้นให้เร็วที่สุดตั้งแต่เริ่มแรกในขณะที่ยังไม่ฟุ้งกระจายออกไป โดยการสร้างเสริมพฤติกรรมป้องกันตนเองเหล่านี้ได้แก่ การใส่อุปกรณ์ป้องกันตนเองอย่างถูกต้องและเหมาะสม การให้ผู้ป่วยบ้วนปากด้วยน้ำยาบ้วนปากที่มีฤทธิ์ฆ่าเชื้อ เช่น คลอเฮกซีดีน ก่อนเริ่มทำหัตถการ⁴ การใช้เครื่องดูดความแรงสูง (high power suction หรือ high volume evacuators) อย่างถูกวิธีในหัตถการที่มีการฟุ้งกระจาย โดยเครื่องดูดความแรงสูงหมายถึงเครื่องดูดที่มีอัตราการดูดได้ประมาณ 6 – 15 ลูกบาศก์ฟุตต่อนาที (cubic feet per minute, cfm) หรือ 3 – 7 ลิตร

ต่อวินาที (L/s) การใช้สายดูดน้ำลายที่ติดมากับยูนิตทำฟัน (saliva ejectors) ไม่มีส่วนช่วยในการลดการฟุ้งกระจายของละอองลอย การมีระบบระบายอากาศและระบบปรับอากาศที่ดีภายในคลินิก การใช้แสงอัลตราไวโอเล็ตที่มีความยาวคลื่นในช่วง 250 – 265 นาโนเมตร (UV-C) เพื่อฆ่าเชื้อในอากาศเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่จะช่วยลดปริมาณเชื้อในอากาศได้อย่างมีประสิทธิภาพ ความยาวคลื่นของรังสีอัลตราไวโอเล็ตที่มีประสิทธิภาพสูงสุดคือ 254 นาโนเมตร สามารถฆ่าเชื้อรา ไวรัส และแบคทีเรียได้โดยทำให้เกิดการเสียคุณสมบัติของสายดีเอ็นเอและทำให้โปรตีนเสื่อมสภาพ เครื่องฆ่าเชื้อในอากาศด้วยรังสีอัลตราไวโอเล็ตเป็นเครื่องมือที่มีความจำเป็นในคลินิกทันตกรรมในระดับใกล้เคียงกับอุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมการติดเชื้ออื่น ๆ การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยขณะให้การรักษาทันตกรรมก็มีความสำคัญ ควรจัดให้ผู้ป่วยนอนในท่านอนราบ เพื่อป้องกันไม่ให้ทันตแพทย์ต้องเข้าทำงานใต้ลมหายใจออกของผู้ป่วย นอกจากนี้ทันตบุคลากรควรได้รับการฉีดวัคซีนป้องกันโรคอย่างสม่ำเสมอ

จากรายงานของ ศิริพันธุ์ และคณะ¹¹ แสดงให้เห็นว่าการใช้สเปรย์ปรับอากาศฆ่าเชื้อในคลินิกภายหลังเสร็จสิ้นการรักษาในแต่ละวันนั้นไม่มีผลทำให้ปริมาณเชื้อที่ตรวจพบในอากาศในเช้าวันรุ่งขึ้นลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ หากแต่ปริมาณเชื้อที่ตรวจพบในตอนเช้าก่อนเริ่มปฏิบัติงานนั้นมีค่าลดลงต่ำกว่าตอนเย็นหลังเสร็จสิ้นการปฏิบัติงานอย่างมีนัยสำคัญ ไม่ว่าจะใช้หรือไม่ใช้สเปรย์ปรับอากาศฆ่าเชื้อ ข้อมูลนี้แสดงให้เห็นว่าเชื้อในอากาศตกลงสู่พื้นผิวในขณะที่ห้องไม่มีการใช้งาน ดังนั้นจึงควรให้ความสำคัญกับการทำความสะอาดพื้นผิวในคลินิกทันตกรรมก่อนเริ่มปฏิบัติงานในแต่ละวัน

ระบบระบายอากาศในคลินิกทันตกรรม

การระบายอากาศ (ventilation) หมายถึงการเคลื่อนที่ของมวลอากาศจากภายนอกห้องหรืออาคารเข้ามาแทนที่อากาศภายในห้อง/อาคาร และการหมุนเวียนของอากาศภายในห้องหรืออาคารนั้น วัตถุประสงค์หลักของการควบคุมการระบายอากาศภายในห้องหรืออาคารเพื่อให้มีอากาศที่มีคุณภาพดีเพียงพอสำหรับคนในห้องหรืออาคารใช้หายใจ นอกจากนี้อากาศบริสุทธิ์ยังช่วยเจือจางและกำจัดมลพิษในอากาศภายในห้องหรืออาคาร ตัวชี้วัดการระบายอากาศในโรงพยาบาลมี 3 องค์ประกอบพื้นฐาน คือ¹²

1. อัตราการระบายอากาศ (ventilation rate) หมายถึงปริมาณอากาศทั้งหมดที่ไหลเข้ามาต่อหน่วยเวลา (ลิตรต่อวินาที; L/s หรือ คิวบิกเมตรต่อชั่วโมง; m³/hr) หรือ

อัตราการเปลี่ยนอากาศ (air-change rate; ACH) ซึ่งหมายถึงปริมาณสัมพัทธ์ของการไหลเข้าของอากาศต่อหน่วยเวลา โดยทั้งสองหน่วยวัดมีความสัมพันธ์กันตามสมการนี้

$$\text{Ventilation rate (L/s)} = \text{Air-change rate} \times \text{room volume (m}^3\text{)} \times 1000 \text{ (L/m}^3\text{)}/3600 \text{ (s/hr)}$$

2. ทิศทางการไหลของอากาศ (airflow direction) หมายถึงภาพรวมของทิศทางการไหลของอากาศภายในห้องหรืออาคาร อากาศควรจะไหลจากบริเวณที่สะอาดไปยังบริเวณที่สกปรก
3. การกระจายตัวของอากาศ (air distribution) หรือลักษณะการไหลของอากาศ (airflow pattern) อากาศจากภายนอกควรถูกส่งเข้าไปถึงทุก ๆ บริเวณภายในห้องหรืออาคารอย่างทั่วถึง และมลพิษทางอากาศที่เกิดขึ้น ณ จุดใดจุดหนึ่งในห้องหรืออาคารควรถูกนำพาออกไปจากบริเวณนั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพ

การออกแบบระบบระบายอากาศภายในห้องหรือตัวอาคารสามารถทำได้ 2 ระบบ คือการระบายอากาศเชิงกล (mechanical ventilation) หมายถึง การทำให้เกิดการไหลเวียนของอากาศโดยใช้เครื่องมือทางกลช่วย ซึ่งสามารถควบคุมอัตราการไหลได้แน่นอนไม่ขึ้นกับลม อุณหภูมิ หรือลักษณะการไหลของอากาศภายนอกห้องหรืออาคารนั้น ๆ ระบบระบายแบบนี้สามารถผนวกอยู่กับเครื่องปรับอากาศ และสามารถติดตั้งระบบกรองอากาศควบคู่ไปได้ การออกแบบทิศทางการไหลของอากาศในกรณีนี้ควรเป็นไปในทิศทางจากแหล่งกำเนิดการติดเชื้อไหลไปยังบริเวณที่ไม่มีผู้ปฏิบัติงานอยู่ การระบายอากาศโดยธรรมชาติ (natural ventilation) โดยใช้ลมธรรมชาติร่วมกับการเปิดหน้าต่างหรือประตูเป็นวิธีที่ก่อให้เกิดอัตราการระบายอากาศที่สูงและประหยัด การเปิดหน้าต่างสามารถก่อให้เกิดอัตราการเปลี่ยนอากาศได้สูงถึง 28 ACH อย่างไรก็ตามไม่แนะนำให้เปิดประตูหรือหน้าต่างทิ้งไว้ขณะห้องมีการใช้งาน การออกแบบระบบระบายอากาศภายในห้องหรืออาคารให้เป็นแบบใดนั้นควรขึ้นกับหลายปัจจัยรวมทั้งภาระด้านงบประมาณ ในหลาย ๆ กรณีบริเวณที่ให้การรักษาผู้ป่วยอาจจำเป็นต้องใช้ระบบระบายอากาศเชิงกลเท่านั้น เช่นห้องแยกโรคติดเชื้อทางอากาศ (air-borne infection isolation room) ห้องผ่าตัด เป็นต้น ส่วนหออภิบาลผู้ป่วยอาจใช้ระบบระบายอากาศโดยธรรมชาติได้¹²

ระบบระบายอากาศในคลินิกทันตกรรมควรได้รับการ

ใส่ใจเป็นพิเศษเนื่องจากลักษณะของงานทันตกรรมนั้นเป็น หัตถการที่ก่อให้เกิดการฟุ้งกระจาย ตัวอย่างของการกำหนด มาตรฐานการระบายอากาศในคลินิกทันตกรรมนั้นแตกต่างกันเล็กน้อยตามหน่วยงานที่กำหนด⁷ ดังตัวอย่างในตารางที่ 7 อย่างไรก็ตามในหลาย ๆ ประเทศไม่มีการกำหนดมาตรฐานของ

ระบบอากาศในคลินิกทันตกรรมรวมทั้งประเทศไทย ทำให้การ ออกแบบคลินิกทันตกรรมใช้ระบบระบายอากาศแบบเดียวกับ ห้องทำงานทั่วไปซึ่งไม่น่าจะเพียงพอ

ตารางที่ 7 อัตราการระบายอากาศที่เหมาะสมในบริเวณต่าง ๆ ของคลินิกทันตกรรม

Table 7 Appropriate air change rate in different area of dental clinic.

บริเวณต่าง ๆ ในคลินิก	Total* (ACH)	OSA** (ACH)	Pressure#	Filtration##
Indian Health Service				
ห้องทำหัตถการทางทันตกรรม	10	2	' - Or N	90 %
บริเวณทำความสะอาดเครื่องมือ	10	2	N	90 %
ห้องปฏิบัติการ	6	2	N	90 %
ห้องมีด	10	2	N	90 %
ห้องถ่ายภาพรังสีเพื่อการจัดฟัน	2	2	V	90 %
บริเวณต้อนรับ	2	2	V	90 %
Department of Defense				
หัตถการทั่วไป/ทันตกรรมป้องกัน	6	2	-	25 %
ห้องปฏิบัติการ	12	3	N	25 %
ศัลยกรรมช่องปาก	12	3	P	90 %
ปริทันตวิทยา	12	3	P	90 %
บริเวณล้างฟิล์ม	10	2.5	N	25 %
บริเวณถ่ายภาพรังสีในช่องปาก	6	2	P	25 %

*Minimum total air changes per hour, ** Minimum air changes of outdoor air per hour, # Relative (room) pressurization, ##ASHRAE dust-spot efficiency

N = Negative, P = Positive, - = Neutral, V = Variable

ระบบอากาศในคลินิกทันตกรรมควรเป็นระบบที่แตกต่าง หากจากบริเวณอื่น ๆ อย่างไรก็ตามมีหลายคลินิกที่ถูกออกแบบ มาให้เปิดโล่ง ในบางแห่งถึงแม้จะมีประตูแต่ก็มักเปิดประตูค้างไว้ การควบคุมอากาศภายในห้องให้มีแรงดันที่เป็นบวกหรือลบจึงไม่ สามารถทำได้ ดังนั้นจึงควรให้ความสำคัญกับการเพิ่มอัตราการ ระบายอากาศ (ventilation rate) ในบางบริเวณอาจต้องมีการกั้น กำแพงแยกเป็นสัดส่วนชัดเจนเพื่อป้องกันการแพร่กระจายของเชื้อ โรค อัตราการระบายอากาศที่เหมาะสมภายในห้องขึ้นกับหัตถการ ที่ทำภายในห้องนั้น ๆ (ตารางที่ 7) ตำแหน่งที่จะติดตั้งเครื่องดูด อากาศควรออกแบบให้เหมาะสมกับแต่ละสถานที่ บริเวณที่เป็น ห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมควรมีระบบแรงดันภายในห้องเป็น ลบ หรือต่ำกว่าห้องอื่น ๆ ในบริเวณใกล้เคียง การติดตั้งเครื่องกรอง อากาศควรมีประสิทธิภาพในการกรองประมาณร้อยละ 80 – 90 หรืออย่างน้อยไม่ต่ำกว่าร้อยละ 60 – 80

การลดการปนเปื้อนของไอระเหยสารเคมีในอากาศในคลินิก ทันตกรรม

ในทางทันตกรรมอาจมีความจำเป็นต้องใช้ยาสลบ เช่น ไนตรัสออกไซด์ (Nitrous oxide, N₂O) ซึ่งก๊าซนี้มีโอกาสรั่วไหล ออกมาปะปนกับอากาศภายในคลินิก ถึงแม้เครื่องมือที่ใช้จ่าย ก๊าซจะมีระบบกักเก็บก๊าซในตัวแล้วก็ตาม ภายในห้องที่มีการ ใช้อุปกรณ์ดังกล่าวควรมีระบบระบายอากาศที่มีประสิทธิภาพ การใช้เครื่องกรองหรือฟอกอากาศยังไม่เพียงพอที่จะกำจัดก๊าซ ไนตรัสออกไซด์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ การใช้ท่อดูดอากาศที่มี ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอย่างน้อย 3 นิ้ว และมีอัตราการดูดที่ 250 คิวบิกฟุตต่อนาที (cubic feet per minute; cfm) (118 L/s) เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพ¹³ การติดตั้งเครื่องดูดอากาศออกจาก ห้องควรติดบริเวณกำแพงในบริเวณที่มีความเข้มข้นของก๊าซ สูง เช่นบริเวณใกล้เครื่องจ่ายก๊าซและติดในระดับต่ำ เนื่องจาก

ความถ่วงจำเพาะ (specific gravity) ของก๊าซไนตรัสออกไซด์ มีค่าสูงกว่าอากาศ (ไนตรัสออกไซด์ : อากาศ = 1.53 : 1)¹⁴

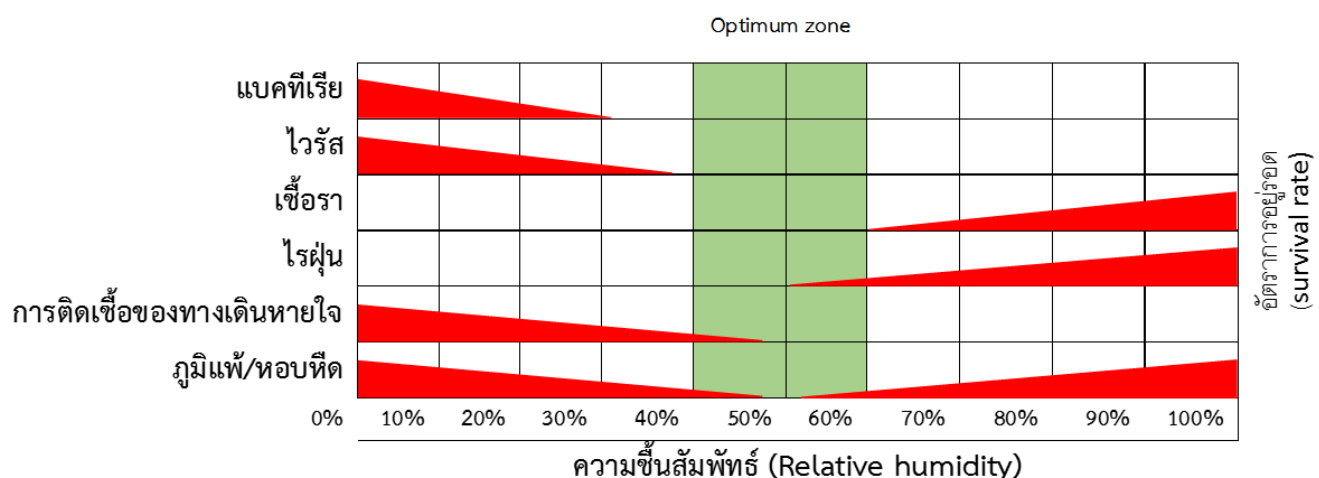
ในคลินิกทันตกรรมอาจมีการใช้น้ำยาเคมีในการกำจัดเชื้อ สารเคมีเหล่านี้บางชนิดมีฤทธิ์กัดกร่อนทางเดินหายใจ เช่น กลูตารัลดีไฮด์ (Glutaraldehyde) การใช้งานมักทำในบริเวณที่ใช้ล้างทำความสะอาดเครื่องมือ หากคลินิกมีพื้นที่จำกัดบริเวณล้างทำความสะอาดเครื่องมือนี้อาจอยู่ใกล้กับบริเวณที่ให้การรักษาผู้ป่วย ซึ่งทำให้ทันตบุคลากรและผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่จะสูดดมสารเหล่านี้เข้าไป การประชุมนักชีวอนามัยของอุตสาหกรรมภาครัฐของประเทศสหรัฐอเมริกา (The American Conference of Government Industrial Hygienists; ACGIH) ได้กำหนดค่าจำกัดความทนทาน (Threshold Limit Value, TLV) ของกลูตารัลดีไฮด์ไว้ว่าไม่ควรเกิน 0.05 ส่วนในล้านส่วน (part per million; ppm) เมื่อวัดที่ระดับพีดาน กลูตารัลดีไฮด์มีค่าความถ่วงจำเพาะที่ 1.06 มีค่าความดันไอ (vapor pressure) เท่ากับ 0.0012 ทอร์ (torr) ที่ 20 องศาเซลเซียส มีความหนาแน่นของไอระเหย (vapor density) เท่ากับ 0.64 (อากาศมีความหนาแน่นของไอระเหยเท่ากับ 1) ขณะใช้งานควรบรรจุในภาชนะที่มีฝาปิดมิดชิด และควรติดตั้งเครื่องดูดอากาศเพิ่มเติมในบริเวณที่มีการใช้งาน ตำแหน่งที่ติดตั้งเครื่องดูดอากาศควรเป็นบริเวณกำแพงหลังอ่างแช่เพื่อเครื่องจะได้ดูดไอระเหยออกจากตัวผู้ปฏิบัติงาน การติดในลักษณะนี้จะมีประสิทธิภาพมากกว่าการติดเครื่องดูดอากาศในตำแหน่งเหนือพีดานหรือเหนืออ่างแช่⁷

นอกเหนือไปจากไอระเหยของสารเคมีห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมเป็นบริเวณที่มีการปนเปื้อนของฝุ่นละออง

ในอากาศสูง ฝุ่นของวัสดุต่าง ๆ เช่น ซิลิกา (silica) ซิลิคอนคาร์ไบด์ (silicon carbide) เซรามิค (ceramics) เมทัลลิกอัลลอยด์ (metallic alloy) ยิปซัม (gypsum) ละอองฝุ่นเหล่านี้ส่วนใหญ่มิขนาดเล็กลงเพียงพอที่จะสูดดมเข้าไป (เล็กกว่า 5 ไมโครเมตร) ดังนั้นบุคลากรที่ปฏิบัติงานในห้องปฏิบัติการทันตกรรมจึงมีโอกาสเสี่ยงที่จะเป็นโรคของระบบทางเดินหายใจมากกว่าในห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมจึงควรติดตั้งเครื่องดูดอากาศแบบเป็นช่องยาว (slot-type) บริเวณที่เหมาะสมที่สุดคือบนกำแพงระดับใกล้เคียงกับเคาท์เตอร์หรือโต๊ะทำงาน (bench level)

ความชื้นของอากาศภายในคลินิก

ความชื้นของอากาศมีผลต่อการอยู่รอดของเชื้อโรคต่าง ๆ (รูปที่ 2) ดังนั้นความชื้นที่เหมาะสมภายในอาคารรวมทั้งคลินิกทันตกรรมควรอยู่ในช่วงร้อยละ 40 – 60 เนื่องจากเป็นระยะที่มีการอยู่รอดของเชื้อโรคในอากาศต่ำที่สุดและส่งผลเสียต่อสุขภาพของผู้ที่อยู่ในห้องน้อยที่สุด หากอากาศภายในห้องมีความชื้นสัมพัทธ์ต่ำเกินไปจะส่งเสริมให้ละอองกระเด็นหรือละอองลอยระเหยและเกิดเป็นอนุภาคละอองซึ่งมีขนาดเบาและสามารถนำพาเชื้อไวรัสสลอดลอยในอากาศได้เป็นเวลานานขึ้น โดยไม่ตกลงตามแรงโน้มถ่วง ประกอบกับหากเกิดการไหลเวียนของอากาศภายในห้องไม่ว่าจะด้วยการเคลื่อนไหวยของคน หรือระบบระบายอากาศอนุภาคละอองเหล่านี้อาจฟุ้งกระจายอยู่ในอากาศได้ตลอดเวลา



รูปที่ 2 ความชื้นในระดับต่าง ๆ มีผลต่อการอยู่รอดของเชื้อโรคในสิ่งแวดล้อมและมีผลต่อสุขภาพของผู้ปฏิบัติงาน (สีแดง) ในสถานที่ดังกล่าว ระดับความชื้นที่เหมาะสมอยู่ในบริเวณสีเขียว

Figure 2 Range of relative humidity that favor the survival of microorganisms or affecting health of personnel working in that area. The optimum zone indicates as green area.

องค์การพิทักษ์สิ่งแวดล้อม (Environment Protection Agency) ของประเทศสหรัฐอเมริกา รับรองการควบคุมคุณภาพอากาศภายในอาคารด้วยเครื่องมือต่อไปนี้

1. การกรองอากาศด้วยแผ่นกรองซึ่งมีประสิทธิภาพในการกรองอนุภาคในอากาศที่มีขนาดตั้งแต่ 0.3 ไมโครเมตรขึ้นไปได้ถึงร้อยละ 99.97 ตัวอย่างแผ่นกรองได้แก่ แผ่นกรอง HEPA (High-efficiency particulate arresting)
2. โคโมไฟอัลตราไวโอเลตฆ่าเชื้อ (Germicidal UV lights; UV-C) รังสีอัลตราไวโอเลตที่มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 250 – 265 นาโนเมตร มีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย ไวรัส เชื้อรา และเชื้อโรคอื่น ๆ ได้แก่ ลิจิโอเนลลา (Legionella) เบซิลลัส แอนทราซิส (Bacillus anthracis) ไมโคแบคทีเรียม ทูเบอคูโลซิส ไวรัสไข้หวัดใหญ่ (Influenza virus) และ แอสเปอร์จิลโลซิส (Aspergillus) เป็นต้น
3. การกรองด้วยอากาศที่ถูกทำให้เป็นแม่เหล็ก (Magnetized Air Media Filtration) หรือการกรองด้วยไฟฟ้าสถิตย์ (Electrostatic filters) ใช้หลักการของไฟฟ้าสถิตย์ในการดักอนุภาคที่มีประจุในอากาศ โดยดักอากาศผ่านเครื่องที่สามารถส่งถ่ายประจุให้อนุภาค ซึ่งอนุภาคที่มีประจุนั้นจะถูกดึงดูดเข้าไปในแผ่นกรองซึ่งมีประจุตรงข้าม
4. อุปกรณ์ฆ่าเชื้อที่ใช้เทคโนโลยีการแตกตัวเป็นไอออนแบบสองขั้ว (Bi-Polar Ionization; Germicidal Medical Lamp) เป็นเครื่องสร้างประจุลบ (anions) ให้แก่อากาศ ซึ่งจะไปจับกับอนุภาคเล็ก ๆ ที่ลอยอยู่ในอากาศ ทำให้อนุภาคเหล่านั้นมีน้ำหนักมากขึ้นและตกลงตามแรงโน้มถ่วงเร็วขึ้น ลดการฟุ้งกระจายของอนุภากดังกล่าวในอากาศบริเวณที่บุคลากรใช้หายใจ (breathing zone)
5. เทคโนโลยีที่อาศัยปฏิกิริยาออกซิเดชันที่เร่งปฏิกิริยาด้วยแสง (Photo-catalytic oxidation) เช่นการใช้นาโนไททาเนียมไดออกไซด์ (Nano TiO₂) ช่วยเปลี่ยนก๊าซซึ่งเป็นมลพิษในอากาศให้เป็นผลผลิตที่ไม่เป็นอันตรายด้วยปฏิกิริยาออกซิเดชันที่เร่งปฏิกิริยาด้วยแสง หากเคลือบพื้นผิวด้วยสารตัวนี้เมื่อถูกแสงนาโนไททาเนียมไดออกไซด์จะแตกตัวเป็นไฮดรอกซิลแรดิคัล (hydroxyl radical) และซูเปอร์ออกไซด์ไอออน (superoxide ions) ซึ่งจะช่วยให้ฤทธิ์ของก๊าซที่เป็นพิษในอากาศหมดไป

สรุป

การควบคุมคุณภาพอากาศภายในคลินิกทันตกรรม ถือเป็นองค์ประกอบสำคัญในการสร้างความปลอดภัยแก่บุคลากร ผู้ปฏิบัติงานและผู้ป่วยที่มารับบริการ วิธีการที่มีประสิทธิภาพอาจต้องเริ่มตั้งแต่การออกแบบบริเวณต่าง ๆ ในคลินิก การใช้อุปกรณ์ช่วยในการทำให้เกิดการไหลเวียนถ่ายเทของอากาศในคลินิก การใช้อุปกรณ์ทำความสะอาดอากาศที่มีเทคโนโลยีต่าง ๆ รวมทั้งการควบคุมความชื้นภายในคลินิก อย่างไรก็ตามมาตรการเหล่านี้ไม่สามารถป้องกันโรคที่สามารถติดต่อทางทางเดินหายใจ บางชนิดได้ร้อยละร้อย เช่น มาตรการคัดกรองผู้ป่วยด้วยโรคทางเดินหายใจ และเลื่อนการรักษาทางทันตกรรมที่ไม่เร่งด่วนออกไปจนกว่าจะพ้นระยะแพร่เชื้อจึงยังคงแนะนำให้ปฏิบัติตลอดเวลา

เอกสารอ้างอิง

1. Micik RE, Miller RL, Mazzeella MA, Ryge G. Studies on dental aerobiology, I: Bacterial aerosols generated during dental procedures. *J Dent Res* 1969;48:49-56.
2. Bentley CD, Burkhart NW, Crawford JJ. Evaluating splatter and aerosol contamination during dental procedures. *J Am Dent Assoc* 1994;125:579-84.
3. Earnest R and Loesche W. Bacteria in dental aerosols. *J Am Dent Assoc* 1991;122:55-7.
4. Cottone JA, Terezhalmay GT, Molinari JA. Practical infection control in dentistry. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996. P. 139-40.
5. Harrel SK, Barnes JB, Rivera-Hidalgo F. Aerosol and splatter contamination from the operative site during ultrasonic scaling. *J Am Dent Assoc* 1998;129:1241-9.
6. Miller RL and Micik RE. Air pollution and its control in the dental office. *Dent Clin North Am* 1978;22:453-76.
7. Ninomura PT and Byrns G. Dental Ventilation Theory and Applications. *ASHRAE Journal* 1998;48-52.
8. Whyte W. Sterility assurance and models for assessing bacterial contamination. *J Parenter Sc Technol* 1995;40:188-97.
9. Harrel SK and Molinari O. Aerosols and splatter in dentistry: A brief review of the literature and infection

- control implications. *J Am Dent Assoc* 2004;135:429-37.
10. Pasquarella C, Pitzurra O, Savino A. The index of microbial air contamination. *J Hosp Infect* 2000;46:241-56.
11. Kattapong S, Subbalekha K, Shinheng W, Ampornaramveth R. Study of the reduction of airborne bacteria and fungi in oral surgery clinic after spraying with chemical disinfectants. *CU Dent J* 2015;38:117-28.
12. Atkinson J, Chartier Y, Pessoa-Silva CL, Jensen P, Li Y, Seto WH. Natural Ventilation for Infection Control in Health-Care Settings. World Health Organization 2009.
13. Mickelsen RL, Jacobs DE, Jensen PA, Middendorf PJ, O'Brien DM, Fischbach TJ, *et al.* Auxiliary ventilation for the control of nitrous oxide in a dental clinic. *Appl Occup Environ Hyg* 1993;8:564-570.
14. McGlothlin JD, Crouch KG, Mickelsen RL. Control of Nitrous Oxide in Dental Operatories. *National Institute for Occupational Safety and Health, DHHS (NIOSH)* 1994;94:129.

ชีวกลไกทางทันตกรรมจัดฟัน

Mechanobiological Responses in Orthodontic Tooth Movement

ณัฐฤตา วงศ์สุภา¹ และ ชิดชนก ลิธนะกุล²

Natkrita Wongsupa¹ and Chidchanok Leethanakul²

¹สำนักวิชาทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง จังหวัดเชียงราย

¹School of Dentistry, Mae Fah Luang University, Chiang Rai

²ภาควิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา

²Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkhla

บทคัดย่อ

การเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน เป็นผลจากการปรับตัวของเนื้อเยื่อรอบรากฟัน เพื่อตอบสนองต่อแรงเชิงกลที่กระทำต่อฟัน โดยแรงที่กระทำมีทั้งแรงกด และแรงดึงซึ่งมีผลให้เกิดการปรับรูปของอวัยวะปริทันต์ไปตามแรงนั้น ผ่านกระบวนการอักเสบ ส่งผลให้กระดูกด้านที่มีแรงกดเกิดการละลายตัว ในขณะที่ด้านแรงดึงเกิดการสร้างกระดูก ทำให้การเคลื่อนฟันประสบความสำเร็จได้ ซึ่งกระบวนการปรับรูปของเนื้อเยื่ออวัยวะปริทันต์เหล่านี้จำเป็นต้องอาศัยกลไกของเซลล์หลากหลายชนิด และสารสื่อกลางต่าง ๆ เช่น ไซโตไคน์ หรือแม้กระทั่งสารสื่อประสาทยังมีบทบาทต่อการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันเช่นกัน บทความปริทัศน์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอกลไกทางชีววิทยาในการตอบสนองของเนื้อเยื่อปริทันต์ และกระดูกเข้าฟันต่อสารสื่อกลางในการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน

คำสำคัญ: การปรับรูปกระดูก, ไซโตไคน์, สารสื่อประสาท, แรงทางทันตกรรมจัดฟัน, อวัยวะปริทันต์

Abstract

Orthodontic tooth movement results from appropriate force application of both compression and tension which affect the response and remodeling of periodontium tissue surrounding the teeth. The tissue remodeling process arises through the inflammatory pathway. The compression side brings about bone

resorption, while the tension side supports bone formation. As a consequence of this, tooth movement occurs. Moreover, the role of various periodontal cells and mediators such as cytokines and even neurotransmitters also support such a response during force application. The objective of this review article is to present the mechanobiological responses of periodontal tissues and alveolar bone in orthodontic tooth movement.

Keywords: Bone remodeling, Cytokines, Neurotransmitters, Orthodontic force, Periodontium

Received Date: Jul 8, 2016
doi: 10.14456/jdat.2017.2

Accepted Date: Sep 29, 2016

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ณัฐกฤตา วงศ์สุภา สำนักวิชาทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง อำเภอเมือง จังหวัดเชียงราย 57100 ประเทศไทย โทรศัพท์: 089-4812006
อีเมล: dent-wan@hotmail.com

Correspondence to:

Natkrita Wongsupa. School of Dentistry, Mae Fah Luang University, Muang, Chiang Rai 57100 Thailand Tel: 089-4812006
Email: dent-wan@hotmail.com

การเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันเป็นการตอบสนองทางชีวภาพของการปรับตัวของอวัยวะปริทันต์ โดยเฉพาะเอ็นยึดปริทันต์ เหงือกและกระดูกเบ้าฟัน ในการตอบสนองต่อแรงที่กระทำต่อฟัน แรงที่ทำให้เกิดขึ้นทั้ง 2 ด้านรอบตัวฟัน ซึ่งเรียกว่า แรงกด (compression force) และแรงดึง (tension force) โดยในด้านที่เป็นแรงกดเอ็นยึดปริทันต์จะหดรัดตัวลงทำให้เกิดแรงกดลงบนกระดูกและจะมีการละลายของกระดูกในด้านที่เป็นแรงดึงเอ็นยึดปริทันต์จะเกิดการดึงตัวและมีการถ่ายทอดแรงดึงไปยังกระดูกซึ่งจะมีการส่งสัญญาณให้เซลล์สร้างกระดูก (osteoblast) เข้ามายังบริเวณนี้และเกิดการสร้างกระดูกขึ้น^{1,2} จากกระบวนการเหล่านี้นำไปสู่การเคลื่อนตัวของฟันในทิศทางเข้าหาบริเวณด้านกดของเอ็นยึดปริทันต์ อย่างไรก็ตามในขณะที่ฟันได้รับแรงและเคลื่อนตัวไปตามทิศทางของแรง เนื้อเยื่อรองรับฟันโดยเฉพาะอวัยวะปริทันต์จะเกิดการปรับรูปซึ่งอาจพบผลเสียหากแรงที่กระทำต่อฟันมีปริมาณมาก อาทิ เช่น การเกิดการละลายของรากฟัน เป็นต้น

ชีวกลศาสตร์ของการเคลื่อนฟัน

ในทางทันตกรรมจัดฟัน การเคลื่อนของฟันภายในกระดูกเบ้าฟัน เป็นผลจากการปรับตัวของเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเบ้าฟัน อันเนื่องมาจากการส่งต่อของแรงจัดฟันไปยังเนื้อเยื่อปริทันต์ ส่งผลให้เกิดการตอบสนองทางชีววิทยาหลากหลาย ซึ่งในส่วนนี้จะอธิบายในเรื่องของการส่งผ่านสัญญาณชีวภาพด้วย แรงเชิงกลระหว่างที่ทำการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน³

ผลของแรงเคลื่อนฟันต่อเมทริกซ์นอกเซลล์เอ็นยึดปริทันต์และกระดูก

หลังจากการติดเครื่องมือทันตกรรมจัดฟัน ฟันจะถูกเคลื่อนตัวโดยฟันที่ในเบ้าฟัน โดยแรงที่เกิดขึ้นทั้งแรงกดและแรงดึง จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือดฝอยภายในเอ็นยึดปริทันต์นั้น ซึ่งในด้านแรงกดจะเกิดแรงเครียดชนิดลบ (negative strain) ในเอ็นยึดปริทันต์ ทำให้หลอดเลือดที่ถูกกดมีขนาดเล็กลง และของเหลวภายในช่องเอ็นยึดปริทันต์จะถูกดันไปยังกระดูกตามทิศทางของแรงที่กระทำนั้น ในขณะที่ด้านแรงดึงจะเกิดแรงเครียดชนิดบวก (positive strain) ทำให้หลอดเลือดฝอยเกิดการขยายและการเปลี่ยนแปลงการไหลเวียนของหลอดเลือดทั้ง 2 ด้านนี้ส่งผลต่อเซลล์ที่อยู่บริเวณเอ็นยึด

ปริทันต์นั้น รวมถึงกระดูกเบ้าฟันด้านนั้นๆ ด้วยให้รับรู้การเปลี่ยนแปลงเพื่อตอบสนองและทำหน้าที่ในการปรับรูปร่างเนื้อเยื่อปริทันต์รวมทั้งกระดูกต่อไป³ และในขณะเดียวกันการกระจายของแรงนี้จะมีผลต่อกระดูก ซึ่งเซลล์กระดูกเป็นเซลล์ที่มีบทบาทสำคัญในการรับรู้แรงกลจากการจัดฟันและถ่ายทอดแรงนั้นไปยังเซลล์กระดูกข้างเคียง โดยจะมีการสื่อสารกันด้วยของเหลวภายในแคแนลลิคูล (canaliculi) นั้นเอง^{4,5} ผลของการไหลเวียนของของเหลวนี้ นำไปสู่การถ่ายทอดสัญญาณทางชีวภาพเพื่อกระตุ้นการทำหน้าที่ของเซลล์บริเวณเนื้อเยื่อปริทันต์ทั้งเซลล์กระดูก เซลล์สร้างกระดูก (osteoblasts) เซลล์บุผิวกระดูก (bone-lining cells) รวมทั้งเซลล์เอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament cells) ด้วย ซึ่งผลจากการตอบสนองต่อการรับรู้ความรู้สึกของเซลล์กระดูก ทำให้เกิดการปรับเปลี่ยนรูปร่างกระดูกเบ้าฟันภายหลังจากได้รับแรงกระทำ⁶ และหากกระดูกไม่ได้รับแรงเป็นเวลานานจะส่งผลให้มีการไหลเวียนของของเหลวในแคแนลลิคูลลดลง มีผลให้เกิดการขจัดตัวเองของเซลล์กระดูก (apoptosis) และตามมาด้วยการเหนี่ยวนำให้เซลล์สลายกระดูกเข้ามายังบริเวณนี้⁷ ดังนั้นแรงทางทันตกรรมจัดฟันมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของการไหลเวียนของของเหลวทั้งในเอ็นยึดปริทันต์และกระดูก ซึ่งมีการตอบสนองต่อแรงที่มากระทำร่วมกันและถ่ายทอดแรงนั้นไปยังเซลล์ให้รับรู้ถึงการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นเพื่อทำหน้าที่ต่อไป

ผลต่อเซลล์จากแรงเคลื่อนฟัน

เซลล์มีการเชื่อมต่อกับเมทริกซ์นอกเซลล์ด้วยอินทิกรินส์ (integrins) ซึ่งเป็นตัวรับที่ผิวเซลล์ (cell surface receptor) ทำหน้าที่เป็นโปรตีนให้เซลล์ยึดเกาะกับเมทริกซ์นอกเซลล์⁸ เมื่อเกิดการกระจายของแรงจัดฟันไปยังบริเวณเมทริกซ์นอกเซลล์และการไหลเวียนของของเหลวเป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเซลล์และโครงร่างเซลล์ (cytoskeleton) ในเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเบ้าฟันดังที่ได้กล่าวข้างต้น และถ่ายทอดเป็นสัญญาณชีวภาพไปสู่นิวเคลียสของเซลล์ หลังจากนั้นจะมีการถอดและแปลรหัสของยีนเพื่อสังเคราะห์สารสื่อกลางหลากหลายชนิดที่จะกระตุ้นเซลล์ทั้งในเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเบ้าฟัน รวมทั้งในเดนตินเมทริกซ์ (dentin matrix) ซึ่งเป็นแบบส่งผลภายในเซลล์เอง (autocrine) หรือจะเป็นการส่งผลไปยังเนื้อเยื่อข้างเคียง (paracrine) ได้อีกด้วย⁹

ในเอ็นยึดปริทันต์ ซึ่งติดกับกระดูกเบ้าฟัน นอกจากจะพบเซลล์ที่เกี่ยวข้องกับกระดูกแล้ว ยังพบเซลล์สร้างเส้นใยเอ็นยึดปริทันต์ (PDL fibroblasts) และเซลล์ต้นกำเนิด (stem/

progenitor cells) ทั้งเซลล์ต้นกำเนิดมีเซนไคม์ (mesenchymal stem cells) เช่น เซลล์ต้นกำเนิดจากเนื้อเยื่อเอ็นไยดปริทันต์ (periodontal ligament stem cells) และเซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือด (hematopoietic stem cells) ที่สามารถเปลี่ยนสภาพเซลล์ (cell differentiation) เป็นเซลล์สร้างกระดูกและเซลล์สลายกระดูกได้ตามลำดับ เพื่อให้เซลล์ทำหน้าที่จำเพาะต่อไป (cell specific functions)¹⁰

เซลล์ต้นกำเนิดจากเนื้อเยื่อเอ็นไยดปริทันต์ที่มีความสามารถเปลี่ยนสภาพเป็นเซลล์สร้างกระดูกได้ ซึ่งมีการศึกษาพบว่า เอนโดทีลิน-1 (Endothelin-1, ET-1) เป็นโปรตีนที่สร้างจากเนื้อเยื่อปริทันต์ และเซลล์บุหลอดเลือด ในบริเวณที่มีการอักเสบจะสามารถกระตุ้นการเปลี่ยนสภาพของเซลล์เอ็นไยดปริทันต์ไปเป็นเซลล์สร้างกระดูกได้ผ่านทางวิถีสัญญาณ 3 วิธี ได้แก่ เอนโดทีลิน รีเซปเตอร์ (Endothelin receptor, ETR pathway) วิถีสัญญาณวินท์ (wnt signaling pathway) และ วิถีสัญญาณไมโทเจน-แอคทิเวเตดโปรตีนไคเนส (Mitogen-activated protein kinases, MAPK pathway)¹¹ นอกจากนี้ยังพบว่าด้านแรงดึง ซึ่งมีการสร้างกระดูกจะพบการแสดงออกของยีนรันรีเลเทดทรานสคริปชันแฟกเตอร์ (Runt-related transcription factor 2, Runx2), อัลคาไลน์ฟอสฟาเทส (alkaline phosphatase, ALP) และออสติโอแคลซิน (osteocalcin)¹² โปรตีนเหล่านี้บ่งชี้การสร้างกระดูก ในส่วนที่เป็นด้านแรงกดที่มีการละลายของกระดูกเข้าพินนั้น แรงกดมีผลต่อการเปลี่ยนสภาพของเซลล์ต้นกำเนิดจากเนื้อเยื่อเอ็นไยดปริทันต์ไปเป็นเซลล์กระดูกผ่านทางวิถีสัญญาณวินท์ และสังเคราะห์ไซโตไคน์ที่จะมีบทบาทในกระบวนการสร้างเซลล์สลายกระดูก (osteoclastogenesis)¹³ ซึ่งจะกล่าวต่อไป

แรงที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันส่งผลต่อการปรับรูปของเนื้อเยื่อเอ็นไยดปริทันต์และกระดูกเข้าพิน ซึ่งเป็นผลของกระบวนการอักเสบที่เกิดขึ้น ดังนั้นจึงมีการศึกษาถึงการตอบสนองของเซลล์บริเวณเอ็นไยดปริทันต์ต่อแรงกดเชิงกล รวมถึงการเปลี่ยนแปลงโมเลกุลทางชีวเคมีที่จะส่งผลให้เกิดการปรับรูปกระดูกได้อย่างไร ในที่นี้จะกล่าวถึงบทบาทของสารไซโตไคน์ คีโมไคน์ โกรตแฟกเตอร์ และสารสื่อประสาทที่มีผลต่อการตอบสนองต่อแรงทางทันตกรรมจัดฟัน

ไซโตไคน์ที่มีบทบาทในทางทันตกรรมจัดฟัน

ไซโตไคน์เป็นโปรตีนที่ใช้ในการสื่อสารกันระหว่างเซลล์ในกระบวนการอักเสบและการปรับรูปของกระดูก ซึ่งนอกจากจะสร้างจากเซลล์ในระบบภูมิคุ้มกันแล้ว เซลล์ในเอ็นไยดปริทันต์

และกระดูกก็สามารถหลั่งไซโตไคน์ได้

ไซโตไคน์ที่มีบทบาทต่อการปรับรูปของเนื้อเยื่อขณะที่มีการเคลื่อนฟัน ได้แก่ อินเตอร์ลิวคิน-1 บีตา (interleukin 1 β , IL-1 β), อินเตอร์ลิวคิน-6 (interleukin 6, IL-6), อินเตอร์ลิวคิน-8 (interleukin 8, IL-8), อินเตอร์ลิวคิน-11 (interleukin 11, IL-11), ทูเมอร์ เนโครซิสแฟกเตอร์-อัลฟา (tumor necrosis factor-alpha, TNF- α), และพรอสตาแกลนดินอี-2 (prostaglandin-E2, PGE2)¹⁴⁻¹⁶, รีเซปเตอร์ แอคทิเวเตอร์ ออฟนิวเคลียร์แฟกเตอร์ แคปบาบีไลแกนด (receptor activator of nuclear factor- B ligand, RANKL) และ ออสทีโอโปรเทจรีน (osteoprotegerin, OPG)¹⁷⁻¹⁹ ซึ่งโมเลกุลเหล่านี้ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเจริญเติบโตของเซลล์ (cell growth and proliferation) การคืบผ่านของเซลล์ (cell migration) การเปลี่ยนสภาพเซลล์ การแสดงออกของยีน และการทำหน้าที่เฉพาะของเซลล์

IL-1 β จะเกี่ยวข้องกับการตอบสนองของระบบภูมิคุ้มกัน การอักเสบและกระตุ้นการทำงานของเซลล์สลายกระดูกผ่านทางตัวรับที่ผิวเซลล์^{20,21} มีการศึกษาที่รายงานการศึกษาในหนูที่ได้รับการยับยั้งตัวรับ IL-1 จะมีผลให้ฟันหยุดการเคลื่อนตัวขณะที่ให้แรงทางจัดฟัน แสดงให้เห็นว่า IL-1 β มีส่วนเกี่ยวข้องกับการละลายตัวของกระดูกขณะให้แรงในการเคลื่อนฟัน²² ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Alhashimi และคณะ²³ ในปี 2001 ที่รายงานการศึกษาในหนูว่า mRNA ของ IL-1 β เพิ่มขึ้นทางด้านแรงกดของเอ็นไยดปริทันต์ และเหงือกของฟันที่ได้รับแรงในการเคลื่อนฟัน รวมทั้งการศึกษาของ Luppanapornlarp และคณะ²⁴ ในปี 2010 รายงานการเพิ่มขึ้นของระดับ IL-1 β ในน้ำเหลืองเหงือกของผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน นอกจากนี้มีการศึกษาของ Leethanakul และคณะ²⁵ ในปี 2016 ที่นำการสั่นสะเทือนมาช่วยในการเคลื่อนน้ำเหลืองเหงือกของฟันเขี้ยวบน โดยวัดปริมาณของ IL-1 β และอัตราการเคลื่อนฟัน ซึ่งผลการศึกษาพบว่าด้านที่ได้รับแรงสั่นสะเทือนจะมีปริมาณของ IL-1 β และอัตราการเคลื่อนฟันที่มากกว่าด้านควบคุม

IL-6 มีส่วนในการปรับรูปของเนื้อเยื่อโดยมีผลต่อเซลล์สลายกระดูก ทั้งการเปลี่ยนสภาพเซลล์ และการทำหน้าที่สลายกระดูก²⁶ โดย IL-6 ถูกผลิตจากเซลล์สร้างกระดูก²⁷ การศึกษาในหนู ได้พบระดับ mRNA ของ IL-6 เพิ่มขึ้นทางด้านแรงกดของเอ็นไยดปริทันต์ที่ได้รับแรงเคลื่อนฟัน มาประมาณ 3 วัน²³ และในผู้ป่วยที่ได้รับการจัดฟัน ก็พบ IL-6 ในน้ำเหลืองเหงือกเช่นกัน²⁸ ซึ่งผลของ IL-6 ยังสัมพันธ์กับการละลายของรากฟัน พบว่าในน้ำเหลืองเหงือกของฟันที่มีการละลายรากฟันรุนแรง จะมีปริมาณของ IL-6 สูงกว่ากลุ่มควบคุม²⁹

IL-8 หรือ คีโมไคน์ ไลแกนด 8 (Chemokine ligand 8, CXCL8) จัดเป็นคีโมไคน์ชนิดหนึ่ง³⁰ ซึ่ง IL-8 ช่วยในการสร้างหลอดเลือดใหม่ และการตอบสนองต่อการอักเสบ หรือเป็นไซโตไคน์ที่ชักนำเซลล์เม็ดเลือดขาวนิวโทรฟิลเข้ามายังบริเวณที่เกิดการอักเสบนั้นซึ่ง IL-8 ถูกหลั่งจากเซลล์หลายชนิด เช่น แมกโครแพจ เซลล์บุหลอดเลือด (endothelial cells) และเซลล์สร้างกระดูก^{27,31,32} การศึกษาของ Asano และคณะ³³ ในปี 2011 รายงานการให้แรงในการเคลื่อนฟัน 50 กรัม จัดเป็นแรงปริมาณมากของหนูจะพบ IL-8 ในเซลล์เอ็นดอทีเลียล และเซลล์สร้างเนื้อฟันทางด้านแรงกด

TNF- α เป็นสารไซโตไคน์เกี่ยวข้องกับการอักเสบเฉียบพลันและเรื้อรัง การละลายตัวของกระดูกและส่งเสริมการพัฒนาของเซลล์สลายกระดูก การศึกษาในหนูพบว่า การให้ TNF- α จะช่วยเพิ่มปริมาณเซลล์สลายกระดูก³⁴ และหากยับยั้ง TNF- α ในหนูที่ได้รับการเคลื่อนฟัน ก็พบว่าอัตราการเคลื่อนฟันลดลง แสดงให้เห็นว่า TNF- α มีบทบาทสำคัญต่อการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน³⁵ ในการศึกษาของ Bletsa และคณะ³⁶ ในปี 2006 เช่นกันรายงานว่า พบ TNF- α ที่เหงือก และเอ็นดอทีเลียลด้านที่ถูกกดของหนู ในช่วงแรกของการเคลื่อนฟัน สอดคล้องกับผลการศึกษาในผู้ป่วยที่ได้รับการจัดฟัน พบว่าระดับของ TNF- α เพิ่มขึ้นในน้ำเหลืองเหงือกของฟันที่เคลื่อนตัวไปด้วยแรงจัดฟัน²⁸

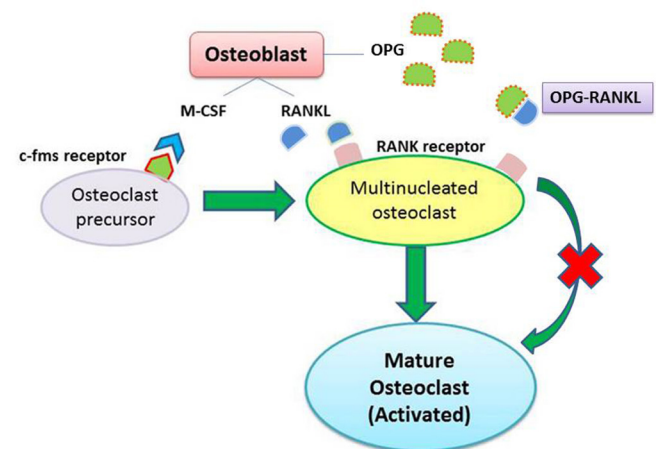
Prostaglandins (PGs) เป็นสารที่พบทั่วไปในการควบคุมสมดุลของร่างกายและการละลายตัวของกระดูกเมื่อมีพยาธิสภาพ เช่น โรคปริทันต์ การได้รับบาดเจ็บหรือโรคเมเร็ง³⁷ PGs จัดเป็นสารที่คล้ายฮอร์โมน ซึ่งผลิตได้จากเซลล์สร้างกระดูก³⁸ และมีหลายชนิดย่อย เช่น PGE2 ทำหน้าที่เป็นตัวกระตุ้นให้เกิดการละลายและการสร้างกระดูก^{39,40} และยังอาจพบในน้ำเหลืองเหงือกของผู้ป่วยที่มีโรคปริทันต์⁴¹ และฟันที่ได้รับแรงจากการจัดฟัน^{42,43}

RANKL และ OPG จัดอยู่ในกลุ่มทูเมอร์เนโครซิสแฟกเตอร์ รีเซปเตอร์ (tumor necrosis factor receptor family) ถูกสร้างโดยเซลล์กระดูก เซลล์สร้างกระดูก เซลล์เอ็นดอทีเลียลและเซลล์เม็ดเลือดขาวชนิดที (T-Lymphocyte) มีความสำคัญในการพัฒนาของเซลล์สลายกระดูกและการปรับรูปกระดูก^{19,44}

ในการควบคุมขบวนการสร้างเซลล์สลายกระดูกเซลล์ดังกล่าวข้างต้น สามารถสร้าง RANKL เป็นตัวกระตุ้นให้เกิดการพัฒนา และการเปลี่ยนแปลงของเซลล์สลายกระดูกให้โตเต็มที่และทำหน้าที่ได้ โดยมีการจับกับตัวรับเฉพาะที่ผิวเซลล์ต้นกำเนิด

ของเซลล์สลายกระดูก คือ RANK⁴⁵⁻⁴⁸

ในทางตรงกันข้าม เซลล์ที่สามารถสร้าง RANKL ยังสร้างโปรตีน OPG ที่เป็นตัวแย่งจับกับ RANKL ซึ่งจะไปจับกับ RANKL เพื่อขัดขวางการจับกันของ RANKL และ RANK ที่ผิวเซลล์ต้นกำเนิดเซลล์สลายกระดูก ทำให้ขัดขวางการเปลี่ยนสภาพไปเป็นเซลล์สลายกระดูก ส่งผลให้ลดการทำหน้าที่ในการสลายกระดูก⁴⁹ ดังนั้นเป็นที่ยอมรับแล้วว่าสัดส่วนของ RANKL/RANK/OPG สามารถควบคุมสมดุลของการสร้างหรือการละลายของกระดูก โดยมีความสำคัญต่อการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน^{18,48} ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 ปฏิกริยาระหว่างเซลล์สร้างกระดูก และเซลล์ต้นกำเนิดของเซลล์สลายกระดูกในการพัฒนาของเซลล์สลายกระดูก

Figure 1 Schematic diagram illustration cellular interaction between osteoblasts and osteoclast precursors in osteoclastogenesis.

คีโมไคน์ที่มีบทบาทในทางทันตกรรมจัดฟัน

นอกจากไซโตไคน์ที่มีบทบาทสำคัญต่อกระบวนการปรับรูปของเนื้อเยื่อแล้ว ยังมีสารคีโมไคน์ที่ช่วยในการเปลี่ยนสภาพและการทำงานของเซลล์ทั้งระบบภูมิคุ้มกันและเซลล์กระดูก^{50,51} โดยสารคีโมไคน์จัดเป็นไซโตไคน์ชนิดหนึ่งที่มีส่วนช่วยในการเคลื่อนตัวของเซลล์ ซึ่งเป็นคุณลักษณะหนึ่งที่ทำให้แยกคีโมไคน์ออกจากสารไซโตไคน์ ชนิดของคีโมไคน์ ได้แก่ คีโมไคน์ ไลแกนด 2 (chemokine ligand 2, CCL2), คีโมไคน์ ไลแกนด 3 (chemokine ligand 3, CCL3), คีโมไคน์ ไลแกนด 5 (chemokine ligand 5, CCL5), คีโมไคน์ ไลแกนด 20 (chemokine ligand 20, CCL20) คีโมไคน์ ไลแกนด 8 (chemokine ligand 8, CXCL8) และ คีโมไคน์ ไลแกนด 12 (chemokine ligand 12, CXCL12) ที่เกี่ยวข้องกับ bone remodeling ระหว่างให้แรงทางทันตกรรมจัดฟัน^{33,52,53}

ในส่วนของการจัดฟัน แรงที่ให้แก่กระดูกชั้นเยื่อปริทันต์ เซลล์สร้างกระดูก และเซลล์ข้างเคียงอื่น ๆ ให้ปลดปล่อย ไซโตไคน์ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบ เช่นกัน เช่น IL-1 β และ TNF- α ซึ่งไซโตไคน์เหล่านี้มีผลให้เซลล์เยื่อปริทันต์ เซลล์สร้างกระดูก หลั่งสารเคมีโมโน ได้แก่ CCL2, CCL3 และ CCL5⁵⁴ นอกจากนี้มีการศึกษาที่พบว่า CXCL12 ช่วยในการชักนำเซลล์ต้นกำเนิดเซลล์สลายกระดูก มายังบริเวณที่มีการละลายกระดูก และพัฒนาไปเป็นเซลล์สลายกระดูก ทำหน้าที่ในการละลายกระดูกต่อไป^{55,56}

โกรตแฟคเตอร์ที่มีบทบาทในทางทันตกรรมจัดฟัน

โกรตแฟคเตอร์ เป็นสารที่จับกับตัวรับบนผิวเซลล์ ที่ช่วยกระตุ้นการเจริญเติบโต และการเปลี่ยนสภาพเซลล์ ในทางทันตกรรมจัดฟัน โกรตแฟคเตอร์ที่มีความสำคัญ เช่น วาสคิวลาร์ เอ็นโดทีเลียล โกรตแฟคเตอร์ (vascular endothelial growth factor, VEGF) อินซูลินไลค์ โกรตแฟคเตอร์ (insulin-like growth factor, IGF-1) และทรานสฟอร์มมิงโกรตแฟคเตอร์ -บีตา (Transforming growth factor- β , TGF- β)

VEGF มีบทบาทในการสร้างหลอดเลือดและเพิ่มการซึมผ่านของหลอดเลือด ซึ่งตัวรับโกรตแฟคเตอร์ชนิดนี้มีทั้งที่ผิวเซลล์สร้างกระดูก และเซลล์สลายกระดูก ผลของ VEGF ต่อเซลล์สร้างกระดูก ทำให้เกิดการชักนำ และกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูก ให้เข้ามาบริเวณด้านแรงดึงของฟัน ในขณะที่ด้านแรงกด พบว่าผลของ VEGF เป็นการชักนำเซลล์สลายกระดูกเข้ามา^{57,58} อย่างไรก็ตาม ควรจะเป็นแรงกดที่พอเหมาะไม่มากเกินไป เนื่องจากหากแรงกดที่มากเกินไปมีผลให้ปริมาณ VEGF ลดลงได้⁵⁹

IGF-1 เป็นโกรตแฟคเตอร์ ที่สำคัญกับการสร้างกระดูก มีการศึกษาโดยให้แรงเคลื่อนฟันในหนู 0.1-0.5 นิวตัน พบว่ามีการแสดงออกของ IGF-1 ในเซลล์เยื่อปริทันต์ด้านแรงดึง ขณะที่ด้านแรงกดจะมีการลดลงของ IGF-1⁶⁰

TGF- β เป็นโกรตแฟคเตอร์ที่สำคัญตัวหนึ่งในการสร้างกระดูก โดยเมื่อให้แรงเคลื่อนฟัน ทางด้านแรงดึงจะพบว่าการแสดงออกของ TGF- β เพิ่มขึ้นในเซลล์เยื่อปริทันต์ นอกจากนี้ TGF- β ยังกระตุ้นการสร้าง OPG และลดการสร้าง IL-6 ดังนั้นจึงมีผลยับยั้งการพัฒนาของเซลล์สลายกระดูกด้วย⁶¹

สารสื่อประสาทที่มีบทบาทในทางทันตกรรมจัดฟัน

การเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันอาจมีผลให้รู้สึกเจ็บปวด ซึ่งเป็นผลของสารนิวโรเพปไทด์ (neuropeptides) ที่ทำหน้าที่เป็นสารสื่อประสาท (neurotransmitter) จากปลาย

ประสาทรับความรู้สึกซึ่งประกอบด้วย สับสแตนซ์ พี (substance P) และแคลซิโทนิน จิน รีเลทเตด เพปไทด์ (calcitonin gene-related peptides, CGRP) พบในเส้นประสาทชนิดไม่มีปลอกหรือเยื่อไมอีลิน โดยส่งกระแสประสาทไปยังส่วนปลายและถูกสังเคราะห์โดยปมประสาทรับความรู้สึกในระดับไขสันหลัง (dorsal root ganglion) หรือ ปมประสาทของประสาทสมองคู่ที่ 5 (trigeminal ganglion) สารนิวโรเพปไทด์เหล่านี้มีผลในช่วงแรกของการเคลื่อนฟันโดยมีผลตอบสนองต่อการอักเสบ เช่น ช่วยเพิ่มการไหลเวียนของหลอดเลือด และการซึมผ่านของเซลล์ไปยังผนังหลอดเลือด กระตุ้นระบบภูมิคุ้มกันและชักนำเซลล์ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบ เช่น เซลล์แมกโครฟาจและโมโนไซต์เข้ามายังบริเวณที่ได้รับแรงเคลื่อนฟันนั้น อย่างไรก็ตามสารนิวโรเพปไทด์เหล่านี้ ยังมีส่วนในการควบคุมการปรับรูปกระดูกทั้งการสร้างและการละลายกระดูกอีกด้วย^{12,13} Substance P เป็นหนึ่งในสารนิวโรเพปไทด์ชนิดแทคไคนิน (tachykinin) ซึ่งทำหน้าที่เป็นสารสื่อประสาท รับรู้ความเจ็บปวดและมีหน้าที่เกี่ยวกับระบบภูมิคุ้มกัน นอกจากนี้ Substance P ส่งผลต่อการสร้างสารไซโตไคน์และคีโมไคน์ ทำให้เกิดการกระตุ้นการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดขาวมายังบริเวณที่มีการอักเสบ^{62,63}

ในการศึกษาของ Lee และคณะ⁶⁴ ปี 2007 ที่พบว่า Substance P ส่งผลต่อการแสดงออกของคีโมไคน์ในเยื่อปริทันต์ ชนิด CCL20 ผ่านทางเอนไซม์ฮีโมออกซีจีเนส (heme oxygenase-1, HO-1) ซึ่ง CCL 20 มีผลกระตุ้นอินทิกรินส์ที่ผิวเซลล์เม็ดเลือดขาว ทำให้ดึงดูดเซลล์เม็ดเลือดขาวนี้เข้ามายังบริเวณเยื่อปริทันต์ที่พบว่ามีแรงกระทำ

นอกจากนี้ยังพบว่า Substance P ร่วมกับ IL-1 β จะสามารถกระตุ้นการสร้าง CCL 20 ได้มากกว่า Substance P ร่วมกับ TNF- α อีกด้วย ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Wei และคณะ²¹ ปี 2005 เกี่ยวกับความสัมพันธ์และเปรียบเทียบศักยภาพระหว่าง IL-1 β และ TNF- α โดยได้สรุปว่า TNF- α ถูกควบคุมโดย IL-1 β ในการสร้างเซลล์สลายกระดูก (osteoclastogenesis) ผ่านทางการสังเคราะห์ RANKL โดยเซลล์สร้างกระดูก ในขณะที่ IL-1 β จะมีฤทธิ์โดยตรงต่อการเจริญของเซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือดไปเป็นเซลล์สลายกระดูก ดังนั้นจึงเชื่อว่า IL-1 β มีบทบาทสำคัญต่อกระบวนการสลายกระดูกผ่านทางเซลล์ในระบบภูมิคุ้มกันเป็นอย่างมาก

นอกจาก Substance P จะมีบทบาทในด้านการรับรู้ความเจ็บปวดและระบบภูมิคุ้มกันแล้ว ยังมีส่วนส่งเสริมเมทาบอลิซึมของกระดูกทั้งการละลายกระดูกและการสร้างกระดูก

ในด้านการละลายกระดูกจากการศึกษาของ Lee⁶⁵ และคณะในปี 2010 พบว่า Substance P ในเซลล์เอ็นดอทีเลียล ส่งผลให้กระตุ้นการละลายของกระดูกผ่านทางเอนไซม์ HO-1 ซึ่งจะพบการแสดงออกของยีน RANKL เพิ่มขึ้น ในขณะที่ OPG ลดลง

ในขณะที่ผลการสร้างกระดูกของ Substance P จะผ่านทางนิวโรไคนิน-1 รีเซปเตอร์ (neurokinin-1 receptors, NK1-Rs, Substance P receptors) ซึ่งอยู่ที่ผิวเซลล์สร้างกระดูก โดยขึ้นอยู่กับปริมาณ และระยะเวลาการรับ Substance P จากการศึกษานี้ของ Goto⁶⁶ และคณะในปี 2007 รายงานผลของระยะเวลาการรับ Substance P ของเซลล์สร้างกระดูกของหนู มีการค้นพบยีนของ NK1-Rs และ ออสติโอแคลซินในวันที่ 14 และ 21 ของการเพาะเลี้ยงเซลล์ แต่ไม่พบในวันที่ 7 ของการเพาะเลี้ยงเซลล์เนื่องจากไม่พบการแสดงออกของ Runx-2 และคอลลาเจนชนิดที่ I ซึ่งจะพบในระยะแรกของการสร้างกระดูก ดังนั้นจึงสรุปว่า Substance P มีส่วนกระตุ้นการสร้างกระดูกในระยะหลังผ่านทาง NK1-Rs และหากมีปริมาณ Substance P ที่มากกว่า 10^{-8} โมลาร์ จึงจะพบการสร้างกระดูกได้ นอกจากนี้ยังพบตัวรับ Substance P ได้ในเส้นใยประสาทของเอ็นดอทีเลียล โปร่งประสาทฟัน และเนื้อเยื่อเหงือกด้วย⁶⁷

CGRP มีผลในการกระตุ้นการสร้างกระดูก จากการกระตุ้นการเจริญเติบโตของเซลล์สร้างกระดูก และยังมีผลยับยั้งการละลายกระดูกของเซลล์สลายกระดูก^{68,69} แม้ว่าจะมีผลน้อยกว่าฮอร์โมนแคลซิโทนิกก็ตาม⁷⁰ ซึ่งการศึกษาของ Kvinnsland⁷¹ ในปี 1990 พบว่ามี CGRP ในเอ็นดอทีเลียลด้านแรงดึงและโพร่งประสาทฟัน ภายหลังจากการเคลื่อนฟันกรามของหนู 3 วัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Saito⁷² และคณะในปี 2004 พบว่าปริมาณความเข้มสีย้อม (staining intensity) ของ CGRP ทางด้านแรงดึง และสามารถพบได้ตั้งแต่ 48 ชั่วโมงแรก และจะเข้มข้นขึ้นใน 7 วัน จึงได้สรุปว่า CGRP น่าจะมีผลโดยตรงต่อเซลล์สร้างกระดูกเข้าฟัน โดยเป็นตัวริเริ่มของการสร้างกระดูก นอกจากนี้ผลการศึกษาของ Nakao⁷³ และคณะในปี 2007 ศึกษาผลของสารนิวโรเปปไทด์ในเซลล์เอ็นดอทีเลียลของมนุษย์ที่ได้รับแรงกดพบว่าทำให้ Substance P และ CGRP ร่วมกับแรงกดมีผลในการลดการแสดงออกของยีน RANKL และ OPG ดังนั้นนิวโรเปปไทด์น่าจะมีส่วนช่วยในการปรับรูปกระดูกผ่านทางเซลล์เอ็นดอทีเลียลระหว่างที่ให้การรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน ซึ่งสรุปผลดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 สรุปผลของสารสื่อประสาทต่อการปรับรูปกระดูกเมื่อได้รับแรงจัดฟัน

Table 1 Neuropeptides affected to bone remodeling in orthodontic forces.

สารสื่อประสาท	ตัวรับเซลล์สร้างกระดูก	ตัวรับเซลล์สลายกระดูก	การสร้างกระดูก	ผลต่อการทำหน้าที่ของเซลล์สลายกระดูก
Substance P	✓	✓	↑ ↓	↑
CGRP	✓	✓	↑	↓

Substance P : กระตุ้น และยับยั้งการสร้างกระดูก

- กระตุ้นการสร้างกระดูกผ่านทาง NK1-Rs ที่ผิวเซลล์สร้างกระดูก
- ยับยั้งการสร้างกระดูก จากการส่งเสริมการสร้างเซลล์สลายกระดูกผ่านการแสดงออกของยีน RANKL เพิ่มขึ้น และ OPG ลดลง รวมทั้งมีผลเพิ่มการทำหน้าที่ของเซลล์สลายกระดูก

CGRP : กระตุ้นการสร้างกระดูก และยับยั้งการสลายกระดูกโดยลดการทำหน้าที่ของเซลล์สลายกระดูก

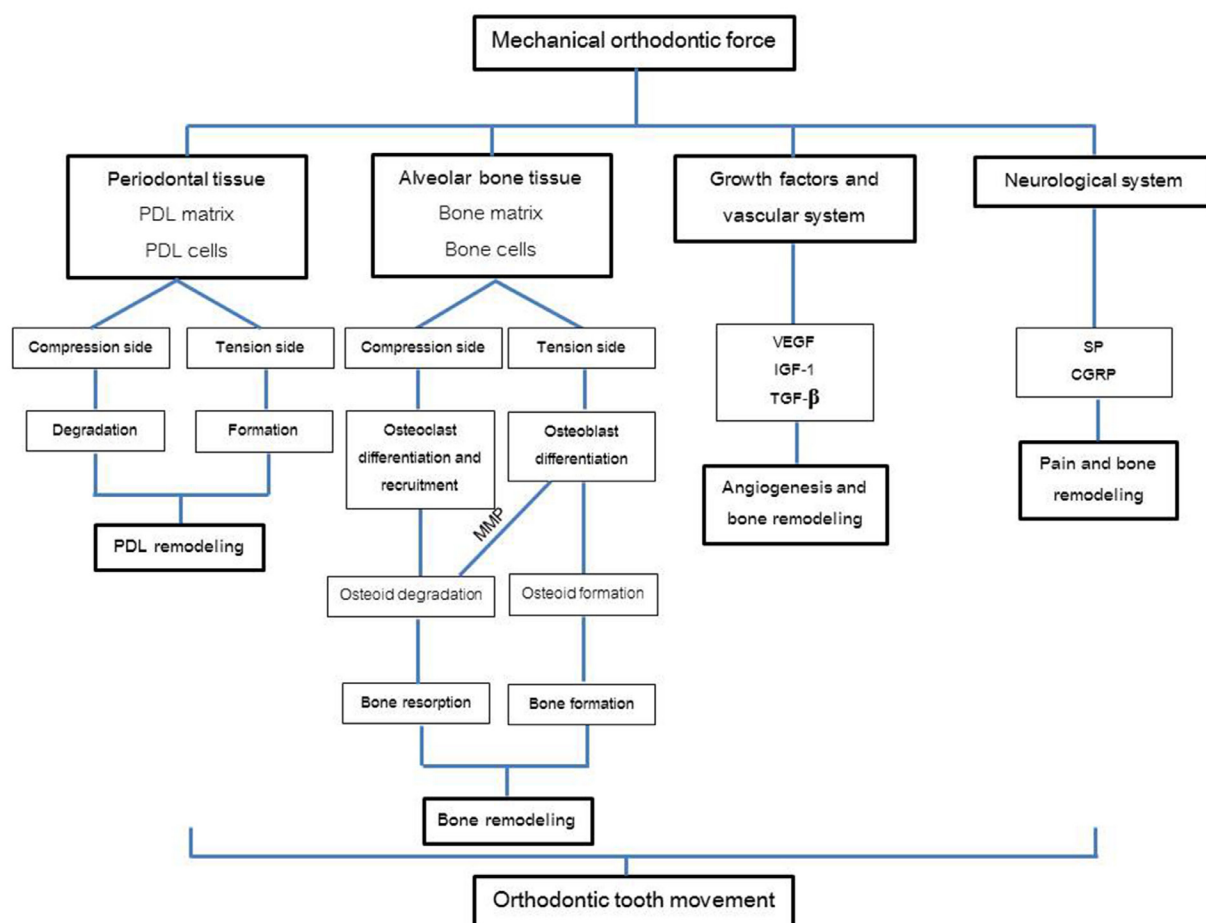
การปรับรูปเอ็นยึดปริทันต์ และกระดูกขาฟัน (Periodontal ligament and alveolar bone remodeling)

ฟันที่ได้รับแรงทางทันตกรรมจัดฟัน จะมีการเปลี่ยนแปลงในเนื้อเยื่อปริทันต์โดยทันที จากเมทริกซ์นอกเซลล์ เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูก มีการเปลี่ยนแรงเชิงกลไปเป็นสัญญาณชีวเคมี ส่งต่อไปยังเซลล์

บริเวณเนื้อเยื่อปริทันต์ เมื่อเซลล์เอ็นยึดปริทันต์เกิดการรับรู้ว่ามีแรงมากระทำ จะเกิดการกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูก เซลล์สร้างเส้นใย และเซลล์ต้นกำเนิดเซลล์เม็ดเลือด รวมทั้งเซลล์ต้นกำเนิดจากเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เอง ให้มีการเปลี่ยนสภาพเซลล์ไปเป็นเซลล์ที่จะทำหน้าที่จำเพาะ และเซลล์บริเวณนี้ยังสร้างไซโตไคน์เพื่อชักนำเซลล์เม็ดเลือดขาวต่าง ๆ เข้ามายังบริเวณนี้ด้วย ทำให้เกิดการสลายและสร้างเมทริกซ์นอกเซลล์ใหม่ เพื่อรักษาสภาพสมดุลของเนื้อเยื่อนั้น

บริเวณกระดูก เมื่อมีแรงกระทำในด้านนั้น เซลล์กระดูกจะเป็นตัวรับสัญญาณแรก และมีการส่งต่อสัญญาณไปยังเซลล์กระดูกข้างเคียง โดยแคแนลลิคูไล์ ซึ่งเซลล์กระดูกก็จะสร้างไซโตไคน์ ที่สำคัญในการพัฒนาเปลี่ยนสภาพของเซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือด ไปเป็นเซลล์สลายกระดูก รวมทั้งไซโตไคน์ ยังมีผลชักนำเซลล์

เม็ดเลือดขาวต่าง ๆ ให้เข้ามายังบริเวณนี้ เพื่อเตรียมพร้อมในการปรับรูปเนื้อเยื่อกระดูก เช่นเดียวกับบริเวณเนื้อเยื่อปริทันต์ เริ่มด้วยการสลายกระดูกเก่า โดยเกิดการย่อยชั้นออสทีออยด์ด้วยเอนไซม์เมทริกซ์เมทัลโลโปรตีนเอส (matrix metalloproteinase, MMP)⁷⁴ ซึ่งสร้างจากเซลล์เอ็นยึดปริทันต์ เซลล์บุผิวกระดูก และเซลล์สร้างกระดูกโดยชั้นออสทีออยด์ เป็นบริเวณที่แยกชั้นของเซลล์สร้างกระดูกกับบริเวณกระดูกแข็งที่จะถูกละลายต่อไป หลังจากนั้นจะมีเซลล์สลายกระดูกมายึดเกาะบริเวณกระดูกแข็ง เมื่อกระดูกละลายเป็นแอ่งแล้ว เซลล์สลายกระดูกก็จะออกจากบริเวณนั้นไป และจะมีเซลล์แมโครฟาจ เข้ามาเก็บกินส่วนที่เหลือของเมทริกซ์ที่เป็นสารอินทรีย์นั้น ในขณะเดียวกันโกรทแฟกเตอร์ เช่น VEGF, IGF-1 และ TGF- β จะถูกปลดปล่อยจากเมทริกซ์ของกระดูก มีผลให้เกิดการชักนำ และกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูกให้เข้ามายังบริเวณแอ่งของกระดูกขาฟันที่ถูกละลายนั้น เพื่อสร้างกระดูกเติมเต็มส่วนที่ถูกละลายไปแล้ว และรักษาสมดุลของกระดูกขาฟัน กระบวนการปรับรูปกระดูกก็จะยุติลง และมีการป้องกันการละลายตัวของเมทริกซ์กระดูกที่ได้รับการสะสมแร่ธาตุเพิ่มมากขึ้นด้วยออสทีออยด์ และเซลล์บุผิวกระดูกต่อไป^{75,76} ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 กลไกการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน

Figure 2 Mechanism in orthodontic tooth movement.

ในกระบวนการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันอาศัยกลไกระดับเซลล์มากมายในการตอบสนองต่อแรงที่มากระทำกับตัวฟัน ซึ่งจะมีผลไปยังการเคลื่อนของรากฟันในกระดูกเบ้าฟัน กลไกเหล่านี้อาศัยการเปลี่ยนแปลงสัญญาณของแรงเชิงกลไปเป็นสัญญาณทางชีวเคมี ในการสร้างสารสื่อกลางต่าง ๆ มีผลไปยังเซลล์ ทำให้เกิดการปรับตัวของเนื้อเยื่ออวัยวะปริทันต์ตามแรงเคลื่อนฟันนั่นเอง

References

1. Smit TH, Burger EH. Is BMU-Coupling a Strain-Regulated Phenomenon? A Finite Element Analysis. *J Bone Miner Res* 2000;15:301-07.
2. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement—a new paradigm. *Eur J Orthod* 2001;23:671-81.
3. Hayman AR. Tartrate-resistant acid phosphatase (TRAP) and the osteoclast/immune cell dichotomy. *Autoimmunity* 2008;41:218-23.
4. van Oers RF, Wang H, Bacabac RG. Osteocyte shape and mechanical loading. *Curr Osteoporos Rep* 2015;13:61-6.
5. Kamioka H, Ishihara Y, Ris H, Murshid SA, Sugawara Y, Takano-Yamamoto T, *et al.* Primary cultures of chick osteocytes retain functional gap junctions between osteocytes and between osteocytes and osteoblasts. *Microsc Microanal* 2007;13:108-17.
6. Weinbaum S, Cowin SC, Zeng Y. A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. *J Biomech* 1994;27:339-60.
7. Burger EH, Klein-Nulend J, Smit TH. Strain-derived canalicular fluid flow regulates osteoclast activity in a remodelling osteon—a proposal. *J Biomech* 2003;36:1453-59.
8. Hendsi H, Barbe MF, Safadi FF, Monroy MA, Popoff SN. Integrin mediated adhesion of osteoblasts to connective tissue growth factor (CTGF/CCN2) induces cytoskeleton reorganization and cell differentiation. *PLoS One* 2015;10:e0115325.
9. Wang JH, Thampatty BP, Lin JS, Im HJ. Mechanoregulation of gene expression in fibroblasts. *Gene* 2007;391:1-15.
10. Jiang N, Guo W, Chen M, Zheng Y, Zhou J, Kim SG, *et al.* Periodontal Ligament and Alveolar Bone in Health and Adaptation: Tooth Movement. *Front Oral Biol* 2016;18:1-8.
11. Liang L, Zhou W, Yang N, Yu J, Liu H. ET-1 Promotes Differentiation of Periodontal Ligament Stem Cells into Osteoblasts through ETR, MAPK, and Wnt/beta-Catenin Signaling Pathways under Inflammatory Microenvironment. *Mediators Inflamm* 2016;2016:8467849.
12. Shen T, Qiu L, Chang H, Yang Y, Jian C, Xiong J, *et al.* Cyclic tension promotes osteogenic differentiation in human periodontal ligament stem cells. *Int J Clin Exp Pathol* 2014;7:7872-80.
13. Zhang L, Liu W, Zhao J, Ma X, Shen L, Zhang Y, *et al.* Mechanical stress regulates osteogenic differentiation and RANKL/OPG ratio in periodontal ligament stem cells by the Wnt/beta-catenin pathway. *Biochim Biophys Acta* 2016;1860:2211-9.
14. Yamamoto T, Kita M, Kimura I, Oseko F, Terauchi R, Takahashi K, *et al.* Mechanical stress induces expression of cytokines in human periodontal ligament cells. *Oral Dis* 2006;12:171-5.
15. Nakajima R, Yamaguchi M, Kojima T, Takano M, Kasai K. Effects of compression force on fibroblast growth factor-2 and receptor activator of nuclear factor kappa B ligand production by periodontal ligament cells in vitro. *J Periodontal Res* 2008;43:168-73.
16. Li Y, Zheng W, Liu JS, Wang J, Yang P, Li ML, *et al.* Expression of osteoclastogenesis inducers in a tissue model of periodontal ligament under compression. *J Dent Res* 2011;90:115-20.
17. Davidovitch Z. Tooth movement. *Crit Rev Oral Biol Med* 1991;2:411-50.
18. Yamaguchi M. RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res* 2009;12:113-9.
19. Li B, Zhang YH, Wang LX, Li X, Zhang XD. Expression of OPG, RANKL, and RUNX2 in rabbit periodontium under orthodontic force. *Genet Mol Res* 2015;14:19382-8.

20. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:469 e1-32.
21. Wei S, Kitaura H, Zhou P, Ross FP, Teitelbaum SL. IL-1 mediates TNF-induced osteoclastogenesis. *J Clin Invest* 2005;115:282-90.
22. Salla JT, Taddei SR, Queiroz-Junior CM, Andrade Junior I, Teixeira MM, Silva TA. The effect of IL-1 receptor antagonist on orthodontic tooth movement in mice. *Arch Oral Biol* 2012;57:519-24.
23. Alhashimi N, Frithiof L, Brudvik P, Bakhtiet M. Orthodontic tooth movement and de novo synthesis of proinflammatory cytokines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:307-12.
24. Luppanapornlarb S, Kajii TS, Surarit R, Iida J. Interleukin-1beta levels, pain intensity, and tooth movement using two different magnitudes of continuous orthodontic force. *Eur J Orthod* 2010;32:596-601.
25. Leethanakul C, Suamphan S, Jitpukdeeboontra S, Thongudomporn U, Charoemratrote C. Vibratory stimulation increases interleukin-1 beta secretion during orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2016;86:74-80.
26. Kwan Tat S, Padrines M, Theoleyre S, Heymann D, Fortun Y. IL-6, RANKL, TNF-alpha/IL-1: interrelations in bone resorption pathophysiology. *Cytokine Growth Factor Rev* 2004;15:49-60.
27. Koyama Y, Mitsui N, Suzuki N, Yanagisawa M, Sanuki R, Isokawa K, *et al.* Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. *Arch Oral Biol* 2008;53:488-96.
28. Basaran G, Ozer T, Kaya FA, Hamamci O. Interleukins 2, 6, and 8 levels in human gingival sulcus during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:7 e1-6.
29. Kunii R, Yamaguchi M, Tanimoto Y, Asano M, Yamada K, Goseki T, *et al.* Role of interleukin-6 in orthodontically induced inflammatory root resorption in humans. *Korean J Orthod* 2013;43:294-301.
30. Zlotnik A, Yoshie O. Chemokines: a new classification system and their role in immunity. *Immunity* 2000;12:121-7.
31. Bendre MS, Montague DC, Peery T, Akel NS, Gaddy D, Suva LJ. Interleukin-8 stimulation of osteoclastogenesis and bone resorption is a mechanism for the increased osteolysis of metastatic bone disease. *Bone* 2003;33:28-37.
32. Hwang YS, Lee SK, Park KK, Chung WY. Secretion of IL-6 and IL-8 from lysophosphatidic acid-stimulated oral squamous cell carcinoma promotes osteoclastogenesis and bone resorption. *Oral Oncol* 2012;48:40-8.
33. Asano M, Yamaguchi M, Nakajima R, Fujita S, Utsunomiya T, Yamamoto H, *et al.* IL-8 and MCP-1 induced by excessive orthodontic force mediates odontoclastogenesis in periodontal tissues. *Oral Dis* 2011;17:489-98.
34. Gaspersic R, Stiblar-Martincic D, Osredkar J, Skaleric U. In vivo administration of recombinant TNF-alpha promotes bone resorption in mice. *J Periodontal Res* 2003;38:446-8.
35. Yoshimatsu M, Shibata Y, Kitaura H, Chang X, Moriishi T, Hashimoto F, *et al.* Experimental model of tooth movement by orthodontic force in mice and its application to tumor necrosis factor receptor-deficient mice. *J Bone Miner Metab* 2006;24:20-7.
36. Bletsa A, Berggreen E, Brudvik P. Interleukin-1alpha and tumor necrosis factor-alpha expression during the early phases of orthodontic tooth movement in rats. *Eur J Oral Sci* 2006;114:423-9.
37. Saito S, Ngan P, Rosol T, Saito M, Shimizu H, Shinjo N, *et al.* Involvement of PGE synthesis in the effect of intermittent pressure and interleukin-1 beta on bone resorption. *J Dent Res* 1991;70:27-33.
38. Yamaguchi M, Kasai K. Inflammation in periodontal tissues in response to mechanical forces. *Arch Immunol Ther Exp (Warsz)* 2005;53:388-98.
39. Kaneki H, Takasugi I, Fujieda M, Kiri M, Mizuochi S, Ide H. Prostaglandin E2 stimulates the formation of mineralized bone nodules by a cAMP-independent mechanism in the culture of adult rat calvarial oste-

oblasts. *J Cell Biochem* 1999;73:36-48.

40. Mitsui N, Suzuki N, Maeno M, Mayahara K, Yanagisawa M, Otsuka K, *et al.* Optimal compressive force induces bone formation via increasing bone sialoprotein and prostaglandin E(2) production appropriately. *Life Sci* 2005;77:3168-82.

41. Biyikoglu B, Buduneli N, Kardesler L, Aksu K, Oder G, Kütükçüler N. Evaluation of t-PA, PAI-2, IL-1beta and PGE(2) in gingival crevicular fluid of rheumatoid arthritis patients with periodontal disease. *J Clin Periodontol* 2006;33:605-11.

42. Dudic A, Kiliaridis S, Mombelli A, Giannopoulou C. Composition changes in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement: comparisons between tension and compression sides. *Eur J Oral Sci* 2006;114:416-22.

43. Chibebe PC, Starobinas N, Pallos D. Juveniles versus adults: differences in PGE2 levels in the gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement. *Braz Oral Res* 2010;24:108-13.

44. Jiang C, Li Z, Quan H, Xiao L, Zhao J, Jiang C, *et al.* Osteoimmunology in orthodontic tooth movement. *Oral Dis* 2015;21:694-704.

45. Takahashi N, Udagawa N, Suda T. A new member of tumor necrosis factor ligand family, ODF/OPGL/TRANCE/RANKL, regulates osteoclast differentiation and function. *Biochem Biophys Res Commun* 1999;256:449-55.

46. Lum L, Wong BR, Josien R, Becherer JD, Erdjument-Bromage H, Schlöndorff J, *et al.* Evidence for a role of a tumor necrosis factor-alpha (TNF-alpha)-converting enzyme-like protease in shedding of TRANCE, a TNF family member involved in osteoclastogenesis and dendritic cell survival. *J Biol Chem* 1999;274:13613-8.

47. Schoppet M, Preissner KT, Hofbauer LC. RANK ligand and osteoprotegerin: paracrine regulators of bone metabolism and vascular function. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2002;22:549-53.

48. Nishijima Y, Yamaguchi M, Kojima T, Aihara N, Nakajima R, Kasai K. Levels of RANKL and OPG in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement

and effect of compression force on releases from periodontal ligament cells in vitro. *Orthod Craniofac Res* 2006;9:63-70.

49. Suda T, Takahashi N, Udagawa N, Jimi E, Gillespie MT, Martin TJ. Modulation of osteoclast differentiation and function by the new members of the tumor necrosis factor receptor and ligand families. *Endocr Rev* 1999;20:345-57.

50. Yano S, Mentaverri R, Kanuparthi D, Bandyopadhyay S, Rivera A, Brown EM, *et al.* Functional expression of beta-chemokine receptors in osteoblasts: role of regulated upon activation, normal T cell expressed and secreted (RANTES) in osteoblasts and regulation of its secretion by osteoblasts and osteoclasts. *Endocrinology* 2005;146:2324-35.

51. Schall TJ, Proudfoot AE. Overcoming hurdles in developing successful drugs targeting chemokine receptors. *Nat Rev Immunol* 2011;11:355-63.

52. Garlet TP, Coelho U, Repeke CE, Silva JS, Cunha Fde Q, Garlet GP. Differential expression of osteoblast and osteoclast chemmoattractants in compression and tension sides during orthodontic movement. *Cytokine* 2008;42:330-5.

53. Andrade I Jr, Taddei SR, Garlet GP, Garlet TP, Teixeira AL, Silva TA, *et al.* CCR5 down-regulates osteoclast function in orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2009;88:1037-41.

54. Silva TA, Garlet GP, Fukada SY, Silva JS, Cunha FQ. Chemokines in oral inflammatory diseases: apical periodontitis and periodontal disease. *J Dent Res* 2007;86:306-19.

55. Yu X, Huang Y, Collin-Osdoby P, Osdoby P. CCR1 chemokines promote the chemotactic recruitment, RANKL development, and motility of osteoclasts and are induced by inflammatory cytokines in osteoblasts. *J Bone Miner Res* 2004;19:2065-77.

56. Wright LM, Maloney W, Yu X, Kindle L, Collin-Osdoby P, Osdoby P. Stromal cell-derived factor-1 binding to its chemokine receptor CXCR4 on precursor cells promotes the chemotactic recruitment, development and

- survival of human osteoclasts. *Bone* 2005;36:840-53.
57. Kohno S, Kaku M, Tsutsui K, Motokawa M, Ohtani J, Tenjo K, *et al.* Expression of vascular endothelial growth factor and the effects on bone remodeling during experimental tooth movement. *J Dent Res* 2003;82:177-82.
58. Salomao MF, Reis SR, Vale VL, Machado CV, Meyer R, Nascimento IL. Immunolocalization of FGF-2 and VEGF in rat periodontal ligament during experimental tooth movement. *Dental Press J Orthod* 2014;19:67-74.
59. Miyagawa A, Chiba M, Hayashi H, Igarashi K. Compressive force induces VEGF production in periodontal tissues. *J Dent Res* 2009;88:752-6.
60. Kheralla Y, Gotz W, Kavarizadeh A, Rath-Deschner B, Jager A. IGF-I, IGF-IR and IRS1 expression as an early reaction of PDL cells to experimental tooth movement in the rat. *Arch Oral Biol* 2010;55:215-22.
61. Kanzaki H, Chiba M, Shimizu Y, Mitani H. Periodontal ligament cells under mechanical stress induce osteoclastogenesis by receptor activator of nuclear factor kappaB ligand up-regulation via prostaglandin E2 synthesis. *J Bone Miner Res* 2002;17:210-20.
62. Snijelaar DG, Dirksen R, Slappendel R, Crul BJ. Substance P. *Eur J Pain* 2000;4:121-35.
63. Davidovitch Z, Nicolay OF, Ngan PW, Shanfeld JL. Neurotransmitters, cytokines, and the control of alveolar bone remodeling in orthodontics. *Dent Clin North Am* 1988;32:411-35.
64. Lee SK, Pi SH, Kim SH, Min KS, Lee HJ, Chang HS, *et al.* Substance P regulates macrophage inflammatory protein 3alpha/chemokine C-C ligand 20 (CCL20) with heme oxygenase-1 in human periodontal ligament cells. *Clin Exp Immunol* 2007;150:567-75.
65. Lee HJ, Jeong GS, Pi SH, Lee SI, Bae WJ, Kim SJ, *et al.* Heme oxygenase-1 protects human periodontal ligament cells against substance P-induced RANKL expression. *J Periodontal Res* 2010;45:367-74.
66. Goto T, Nakao K, Gunjigake KK, Kido MA, Kobayashi S, Tanaka T. Substance P stimulates late-stage rat osteoblastic bone formation through neurokinin-1 receptors. *Neuropeptides* 2007;41:25-31.
67. Sun Y, Tao R, Zhang M, Cao X, Wang H, Xue L, *et al.* Expression of calcitonin gene-related peptide in rat pulp and periodontal tissues by indirect immunofluorescence method. *Monoclon Antib Immunodiagn Immunother* 2013;32:404-8.
68. Zaidi M, Fuller K, Bevis PJ, GainesDas RE, Chambers TJ, MacIntyre I. Calcitonin gene-related peptide inhibits osteoclastic bone resorption: a comparative study. *Calcif Tissue Int* 1987;40:149-54.
69. Ishizuka K, Hirukawa K, Nakamura H, Togari A. Inhibitory effect of CGRP on osteoclast formation by mouse bone marrow cells treated with isoproterenol. *Neurosci Lett* 2005;379:47-51.
70. Cornish J, Callon KE, Bava U, Kamona SA, Cooper GJ, Reid IR. Effects of calcitonin, amylin, and calcitonin gene-related peptide on osteoclast development. *Bone* 2001;29:162-8.
71. Kvinnsland I, Kvinnsland S. Changes in CGRP-immunoreactive nerve fibres during experimental tooth movement in rats. *Eur J Orthod* 1990;12:320-9.
72. Saito I, Okamoto Y, Gogen H, Shanfeld J, Hanada K, Davidovitch Z. Alterations in staining intensity for calcitonin gene-related peptide (CGRP) in osteoblasts of the periodontal ligament during orthodontic tooth movement. *Biomedical Research* 2004;25:147-54.
73. Nakao K, Goto T, Gunjigake K, Konoo T, Kobayashi S, Yamaguchi K. Neuropeptides modulate RANKL and OPG expression in human periodontal ligament cells. *Orthodontic Waves* 2007;66:33-40.
74. Takahashi I, Nishimura M, Onodera K, Bae JW, Mitani H, Okazaki M, *et al.* Expression of MMP-8 and MMP-13 genes in the periodontal ligament during tooth movement in rats. *J Dent Res* 2003;82:646-51.
75. Lerner UH. Bone remodeling in post-menopausal osteoporosis. *J Dent Res* 2006;85:584-95.
76. Andrade I, Jr., Sousa AB, da Silva GG. New therapeutic modalities to modulate orthodontic tooth movement. *Dental Press J Orthod* 2014;19:123-33.

การบูรณะฟันสึกโดยการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟันด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภท แคด-แคมและไดเรกต์เรซินคอมโพสิต : รายงานผู้ป่วย

Restoring Multiple Tooth wear by Increased Vertical Dimension Using All Ceramic CAD-CAM Restoration and Direct Resin Composite Restoration: A Case Report

ชลญา บำรุงเรือน¹, รัชมี จินดาโรจนกุล¹, พนมพร วาณิชชานนท์² และ ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์¹

Chonlaya Bumrungruan¹, Rasmee Jindarojnakul¹, Phanomporn Vanichanon² and Sirivimol Srisawasdi¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

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

²ภาควิชาทันตกรรมบดเคี้ยว คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

²Department of Occlusion, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok

บทคัดย่อ

การรักษาผู้ป่วยที่มีฟันสึกจำเป็นต้องทำการบูรณะแต่มีระยะสบฟันไม่เพียงพอ ถือเป็นเรื่องท้าทายสำหรับทันตแพทย์ในการตรวจวินิจฉัย การวางแผนการรักษา รวมถึงการเลือกวัสดุในการบูรณะ รายงานผู้ป่วยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อแสดงการตรวจวินิจฉัยและการวางแผนรักษาผู้ป่วยที่มีฟันกรามล่างสึก จำเป็นต้องได้รับการบูรณะหลายตำแหน่ง แต่มีระยะสบฟันไม่เพียงพอต่อวัสดุบูรณะ จึงต้องเพิ่มระยะสบฟันของผู้ป่วย โดยผู้ป่วยรายนี้เพิ่มระยะสบฟันโดยการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟันด้วยการบูรณะแบบฟันพู่สภาพช่องปากในฟันล่าง ถึงแม้ว่าจากการตรวจวินิจฉัยจะไม่พบว่าผู้ป่วยมีการสูญเสียมิติแนวตั้งขณะสบฟันก็ตาม ทำการบูรณะฟันกรามล่างด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคม และบูรณะด้วยไดเรกต์เรซินคอมโพสิตในฟันกรามน้อยและฟันหน้า จากนั้นทำการติดตามผลเป็นเวลา 6 เดือน พบว่าวัสดุบูรณะอยู่ในสภาพดี และผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ดี การทำการรักษาโดยการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟันด้วยการบูรณะแบบฟันพู่สภาพช่องปาก โดยใช้วัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมและไดเรกต์เรซินคอมโพสิตซึ่งเป็นวัสดุที่มีความสวยงามและความแข็งแรงที่ยอมรับได้ ถือเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการรักษาผู้ป่วยที่มีฟันสึกเป็นจำนวนมาก

คำสำคัญ: การบูรณะแบบฟันพู่สภาพช่องปาก, แคด-แคม, มิติแนวตั้งขณะสบฟัน, เรซินคอมโพสิต

Abstract

Multiple tooth wear with limited interocclusal space is a challenge for dentist to manage. Clinical case report revealed examination and treatment planning in the patient with multiple tooth wear. The teeth needed to be restored, but there was insufficient space for the restorations. The treatment plan was to increase vertical dimension even though the patient had no loss of vertical dimension. Mandibular molars were restored with all ceramic CAD-CAM restorations. Mandibular premolars and anterior teeth, were restored using

direct resin composite restorations. After 6-month follow-up, the restorations exhibited acceptable function and esthetics. Hence, dentition rehabilitation with increased vertical dimension using all ceramic CAD-CAM restorations and direct resin composite restorations, which provide acceptable esthetics and strength, would be a treatment option for multiple tooth wear.

Keywords: Rehabilitation, CAD-CAM, Vertical dimension, Resin composite

Received Date: Jul 11, 2016

Accepted Date: Oct 7, 2016

doi: 10.14456/jdat.2017.3

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ชลญา บำรุงเรือน ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย โทรศัพท์: 0-22188795

โทรศัพท์: 0-22188795 อีเมลล์: chonlaya.b@gmail.com

Correspondence to:

Chonlaya Bumrungruan. Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok 10330 Thailand Tel: 0-22188795

Fax: 0-22188795 E-mail: chonlaya.b@gmail.com

เนื่องจากในปัจจุบันมีวิวัฒนาการทางการแพทย์และสาธารณสุขเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ผู้ป่วยมีสุขภาพช่องปากดีขึ้น พบการเกิดโรคฟันผุลดลง ในทางกลับกันพบว่าแนวโน้มการเกิดฟันสึกของผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้น ผู้ป่วยมักจะมาพบทันตแพทย์ด้วยความรู้สึกเสียวฟันหรือปวดฟันจากการเกิดฟันสึกจนถึงส่วนเนื้อฟัน หรือการแตกหักของวัสดุบูรณะเดิม รวมไปถึงมีความรู้สึกว่ามีฟันในช่องปากมีรูปร่างเปลี่ยนแปลงไปไม่สามารถใช้งานตามปกติ หรือมีความสวยงามลดลง¹ โดยเฉพาะในผู้ป่วยสูงอายุ

ภาวะฟันสึก (tooth wear) หรือการสูญเสียผิวฟัน (tooth surface loss) คือ การสูญเสียโครงสร้างของฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ ซึ่งอาจแสดงให้เห็นในลักษณะของการสึกเหตุขัดเคี้ยว (attrition) การสึกเหตุขัดถู (abrasion) แอ็บแฟรกชัน (abfraction) หรือ การสึกกร่อน (erosion) การเกิดฟันสึกเป็นกระบวนการที่ซับซ้อนและเกิดจากหลายสาเหตุร่วมกันไม่ว่าจะเป็นการเกิดแรงเค้นที่ผิดปกติกระทำต่อโครงสร้างของฟัน การขัดถูจากฟันในขากรรไกรตรงข้าม อาหาร แปรงสีฟัน หรือวัตถุอื่น ๆ เป็นต้น ร่วมกับการสึกกร่อนจากสารเคมี โดยกระบวนการสึกเกิดจากหลายปัจจัย เช่น การทำงานนอกหน้าที่ของฟัน (parafunction) การสบฟันที่ผิดปกติ อาหาร เครื่องดื่ม และยาบางชนิด เป็นต้น²⁻⁴

การจัดการกับฟันสึกเป็นเรื่องที่ท้าทายสำหรับทันตแพทย์ เนื่องจากการรักษาภาวะฟันสึกให้ประสบความสำเร็จ ไม่เพียงแต่ทำการบูรณะฟันให้มีรูปร่างและการทำงานที่ปกติ แต่ยังต้องหาสาเหตุของการเกิดโรคและกำจัดสาเหตุเหล่านั้นให้ได้ รวมทั้งป้องกันไม่ให้เกิดการสึกต่อไป โดยทั่วไปไม่มีความจำเป็นในการบูรณะฟันสึกนอกจากผู้ป่วยจะมีอาการเสียวหรือปวดฟัน มีการสึกของฟันจนทำให้ความสามารถในการทำงานของฟันลดลง หรือมีการเปลี่ยนแปลงมิติในแนวตั้งของไบหน้า (occlusal vertical dimension) จนความสามารถในการทำงานของช่องปากลดลง รวมทั้งทำให้ความสวยงามของไบหน้าลดลง^{3,5} ในผู้ป่วยที่มีฟันสึกจนเสียวรูปร่างและต้องทำการบูรณะหลายซี่ วิธีการบูรณะที่แนะนำคือการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่องปาก (oral rehabilitation) ซึ่งเป็นการบูรณะด้านบดเคี้ยวของฟันในช่องปากอย่างน้อย 1 ขากรรไกรเพื่อให้ได้ลักษณะการสบฟันที่มีเสถียรภาพสามารถทำหน้าที่ได้อย่างปกติเหมาะสมกับความสามารถและการปรับตัวของแต่ละบุคคล^{6,7}

วัสดุบูรณะที่นิยมใช้ทำการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่องปากมีหลากหลายประเภทโดยมีข้อดีและข้อด้อยแตกต่างกัน

ไป ไม่ว่าจะเป็นการบูรณะแบบดั้งเดิมด้วยครอบฟันหรือออนเลย์ (onlay) ที่ทำจากทองหรือเซรามิกซึ่งถือเป็นวัสดุที่มีความคงทนและมีเสถียรภาพในช่องปากสูง รวมถึงมีรายงานการใช้งานในช่องปากเป็นระยะเวลายาวนาน แต่มีราคาสูง การซ่อมแซมทำได้ยาก และต้องกรอแต่งฟันในปริมาณมาก^{8,9} ซึ่งขัดกับแนวทางการบูรณะในปัจจุบันที่เน้นหลักการมินิมอลอินเตอร์เวนชัน (minimal intervention) ร่วมกับการพัฒนาของระบบสารยึดติดและเรซินคอมโพสิตทำให้การบูรณะด้วยวัสดุบูรณะประเภทเรซินคอมโพสิตถือเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่องปาก โดยมีข้อดีคือเป็นวัสดุที่มีความสวยงามสามารถซ่อมแซมได้ ไม่ทำให้ฟันคู่สบสึก ค่าใช้จ่ายในการบูรณะไม่สูง แต่อาจพบปัญหาการแตกหักหรือเกิดการติดสีบริเวณขอบได้ง่าย และการแต่งลักษณะกายวิภาคของฟันทำได้ยาก⁸⁻¹⁰ นอกจากนี้การบูรณะด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคม (computer-aided design / computer-aided manufacturing; CAD-CAM) ก็เป็นอีกหนึ่งทางเลือกในการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่องปากเช่นกัน เนื่องจากเป็นวัสดุที่สามารถกำหนดรูปร่างลักษณะกายวิภาคของฟันได้ง่าย มีความสวยงาม ไม่ทำให้ฟันคู่สบสึก รวมถึงช่วยเพิ่มความแข็งแรงของตัวฟันได้เมื่อยึดกับโพรงฟันด้วยสารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์¹¹

รายงานผู้ป่วย

ผู้ป่วยชายไทยอายุ 67 ปีถูกส่งตัวมาเพื่อทำการบูรณะฟันทั้งปากที่ คลินิกบัณฑิตศึกษา สาขาวิชาทันตกรรมหัตถการ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จากการตรวจช่องปากดังแสดงในรูปที่ 1-2 พบการสึกบริเวณปลายฟันหน้า และบริเวณด้านบดเคี้ยวฟันหลัง โดยเฉพาะในบริเวณฟันซี่ 46 และ 47 พบฟันสึกบริเวณด้านบดเคี้ยวจนเห็นวัสดุบูรณะยกลอยสูงขึ้นมาจากตัวฟัน พบคอฟันสึกในบริเวณฟันซี่ 21 24 25 26 31 32 และ 42 ตรวจการสบฟันพบว่าผู้ป่วยมีระยะสบฟัน (interocclusal space) ไม่เพียงพอต่อการบูรณะฟันซี่ 46, 47 ตรวจภายนอกช่องปากผู้ป่วยไม่พบความผิดปกติของไบหน้าดังแสดงในรูปที่ 3 ผู้ป่วยไม่มีอาการและอาการแสดงของโรคทางระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อขากรรไกร



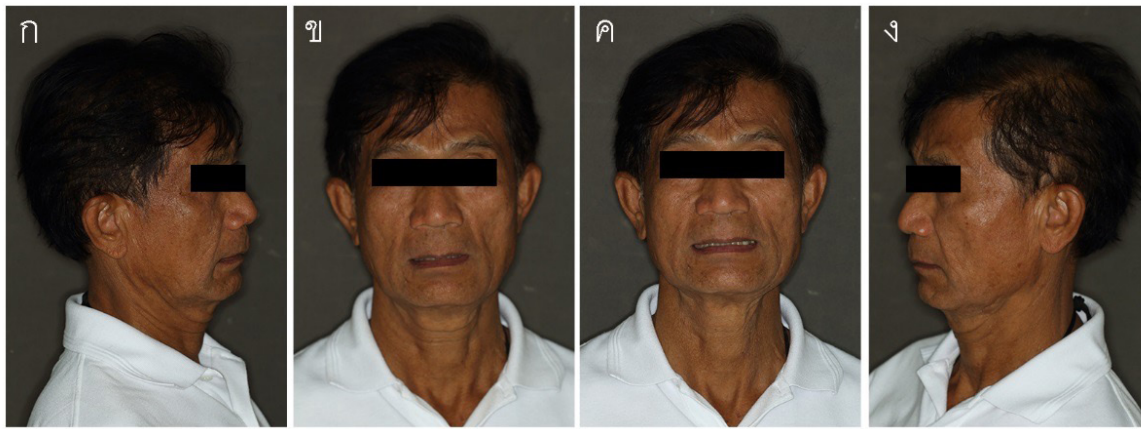
รูปที่ 1 ลักษณะในช่องปากของผู้ป่วยก่อนทำการบูรณะ ก) ฟันในขากรรไกรบน ข) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ค) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟัน ง) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟัน จ) ฟันในขากรรไกรล่าง โดยลูกศรแสดงการรกลอยของวัสดุบูรณะบริเวณฟันซี่ 46, 47

Figure 1 Pre-operative intraoral views of the case ก) maxillary occlusal view of teeth ข) right buccal view ค) anterior view of teeth ง) left buccal view จ) mandibular occlusal view of teeth; arrow = floating restoration of the tooth number 46, 47.



รูปที่ 2 ลักษณะการสบฟันของผู้ป่วยก่อนทำการบูรณะโดยพบว่าการสบฟันแบบแนวนำฟันหน้า และแบบแนวนำฟันเขี้ยว ก) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านใช้งาน (working side) ข) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านใช้งาน ค) การยื่นขากรรไกรไปด้านหน้า ง) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านไม่ใช้งาน (non-working side) จ) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านไม่ใช้งาน

Figure 2 Pre-operative occlusal scheme of the case revealing anterior guidance and canine guidance ก) right working view ข) left working view ค) protrusion view ง) right non-working view จ) left non-working view.



รูปที่ 3 ลักษณะใบหน้าของผู้ป่วยก่อนทำการบูรณะ ก) ภาพใบหน้าที่ด้านขวา ข) ภาพหน้าตรง ค) ภาพขณะผู้ป่วยยิ้ม ง) ภาพใบหน้าที่ด้านซ้าย

Figure 3 Pre-operative facial views ก) right profile view ข) frontal view ค) frontal smile view ง) left profile view.

จากการตรวจพบฟันสึกจำนวนมากจึงทำการตรวจเพิ่มเติมว่าผู้ป่วยมีการสูญเสียมิติในแนวตั้งของใบหน้าหรือไม่ โดยใช้หลักการของ Turner และ Missirlain¹² ดังต่อไปนี้ ประเมินว่าผู้ป่วยมีฟันหลังที่ก่อให้เกิดเสถียรภาพของการสบฟันที่ดีหรือไม่ ประเมินลักษณะการสึกที่ผิดปกติของฟันในช่องปาก ประเมินการออกเสียง (phonetic) ประเมินระยะปลอดการสบฟัน (interocclusal distance; free-way space) และประเมินลักษณะใบหน้าของผู้ป่วย โดยในผู้ป่วยรายนี้พบว่าไม่มีการสูญเสียฟันหลัง แต่พบการสึกที่ผิดปกติบริเวณด้านบดเคี้ยวฟันหลังล่างและด้านปลายฟันหน้าล่าง ผู้ป่วยสามารถออกเสียง ส เสือ (/s/ sound) ได้ตามปกติ การประเมินระยะปลอดการสบฟันในผู้ป่วยมีระยะประมาณ 4 มิลลิเมตรซึ่งอยู่ในเกณฑ์ปกติ และจากการพิจารณาลักษณะใบหน้าของผู้ป่วยไม่พบลักษณะมุมปากตก แต่พบลักษณะความอมนูนของใบหน้าลดลง ร่วมกับพบลักษณะริมฝีปากบางและพบขอบริมฝีปาก (vermillion border) แคบ ซึ่งเป็นลักษณะของผู้ป่วยที่มีการสูญเสียมิติในแนวตั้งของใบหน้า อย่างไรก็ตามลักษณะดังกล่าวอาจสัมพันธ์กับกระบวนการเปลี่ยนแปลงตามวัยในผู้สูงอายุได้ ดังนั้นการใช้ประเมินโดยใช้ลักษณะใบหน้าของผู้ป่วยรายนี้จึงอาจมีความคลาดเคลื่อนได้จากข้อมูลทั้งหมดประกอบกันพบว่ามีเพียงลักษณะการสึกที่ผิดปกติของฟันกรามและฟันหน้าล่างร่วมกับลักษณะใบหน้าผู้ป่วยซึ่งอาจเกิดจากกระบวนการเปลี่ยนแปลงตามวัย ที่มีความสอดคล้องกับลักษณะของการสูญเสียมิติในแนวตั้ง ดังนั้นจึงจัดผู้ป่วยรายนี้จัดอยู่ในประเภทที่ 3 ตามการแบ่งประเภทผู้ป่วยของ Turner และ Missirlain¹² ซึ่งมีลักษณะคือพบการสึกของฟันมากจนทำให้มีพื้นที่ในการบูรณะจำกัด แต่ไม่มีการสูญเสียมิติ

ในแนวตั้งของใบหน้า

ปัญหาสำคัญของผู้ป่วยรายนี้คือการมีฟันสึกจำเป็นต้องได้รับการบูรณะแต่มีระยะปลอดการสบขณะกัด (occlusal clearance) ของวัสดุบูรณะไม่เพียงพอ ทำให้ไม่สามารถกรอแต่งโพรงฟันให้มีลักษณะเพียงพอต่อการยึดอยู่ (retention) การต้านทานการหลุด (resistance) และการต้านทานการแตกหักของวัสดุบูรณะรวมถึงเนื้อฟันได้ จึงจำเป็นต้องเพิ่มระยะการสบฟัน โดยทั่วไปการเพิ่มระยะการสบฟันสามารถทำได้โดยวิธีการดังต่อไปนี้ การทำศัลยกรรมเพิ่มความสูงตัวฟัน (crown lengthening) ร่วมกับการบูรณะตามปกติ การรักษารากฟันเป็นบางซี่ร่วมกับการบูรณะด้วยเดือยฟันและครอบฟัน การจัดฟันเพื่อเพิ่มระยะสบฟันและการเพิ่มมิติในแนวตั้งขณะสบฟัน (vertical dimension) โดยการบูรณะฟันหลังอย่างน้อย 1 ขากรรไกร หรือที่เรียกว่าการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่องปาก^{6,13,14}

ในผู้ป่วยรายนี้พบว่าด้านบดเคี้ยวของฟันหลังล่างและปลายฟันหน้าล่างมีรูปร่างเสียไป หากทำการบูรณะให้มีลักษณะที่เหมาะสมต่อการใช้งานและมีความสวยงามจะต้องกรอแต่งเนื้อฟันในปริมาณมากเพื่อให้ได้ลักษณะของโพรงฟันที่เหมาะสมต่อวัสดุบูรณะ และในบางตำแหน่งอาจต้องทำการรักษารากฟันและทำศัลยกรรมเพิ่มความสูงตัวฟันร่วมด้วย แต่เพื่อเป็นการคงความมีชีวิตของฟันจึงไม่ทำการรักษารากฟันในผู้ป่วยรายนี้ ร่วมกับการทำศัลยกรรมเพิ่มความสูงตัวฟันในบริเวณฟันหลังล่างของผู้ป่วยรายนี้อาจก่อให้เกิดการเปิดเผยบริเวณแยกรากฟัน (furcation) และมีอัตราส่วนของตัวฟันต่อรากฟัน (crown:root ratio) ที่ไม่เหมาะสม⁷ จึงเลือกทำการรักษาโดยการเพิ่มมิติแนวตั้งในการสบฟันของผู้ป่วยร่วมกับการบูรณะแบบฟื้นฟูสภาพช่อง

ปากโดยทำการบูรณะฟันในขากรรไกรล่างเท่านั้น เพื่อให้มีระยะ
ปลอดการสบขณะกัดที่เพียงพอต่อวัสดุบูรณะ โดยมีการสูญเสีย
โครงสร้างของฟันน้อยที่สุดสอดคล้องกับหลักการบูรณะฟันแบบ
มินิมอลอินเตอร์เวนชัน (minimal intervention) โดยมีการ
ศึกษาพบว่า การเพิ่มมิติในแนวดิ่งในผู้ป่วยไม่เกิน 5 มิลลิเมตร
ถือเป็นเหตุการณ์ที่มีความปลอดภัย ผู้ป่วยจะสามารถปรับตัวต่อ
มิติแนวดิ่งที่เพิ่มขึ้นได้โดยไม่ก่อให้เกิดปัญหาใด ๆ ต่อระบบกล้ามเนื้อ
บริเวณใบหน้าและระบบเคี้ยว^{6,10}

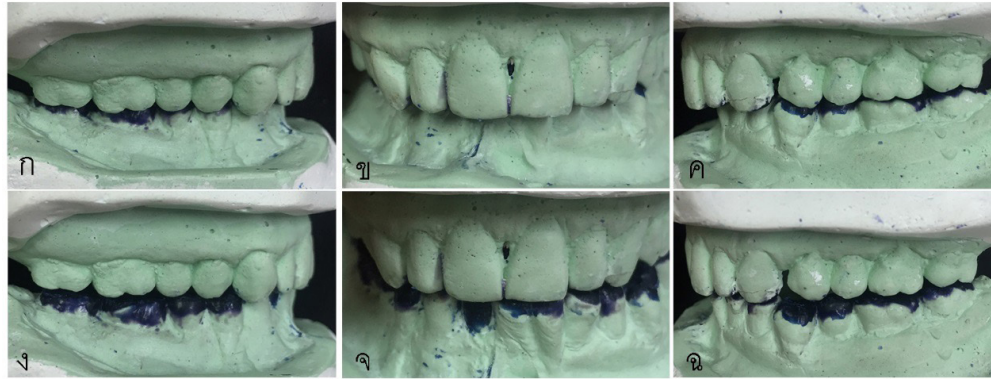
สาเหตุที่ไม่ทำการบูรณะด้านบดเคี้ยวของฟันหลังบน
เนื่องจาก ตัวฟันบนมีความสูงที่ปกติอยู่แล้ว คือฟันหน้ามีความ
สูงประมาณ 7-11 มิลลิเมตร และฟันหลังมีความสูงประมาณ
4-6 มิลลิเมตร¹⁵ ร่วมกับการสึกบริเวณด้านบดเคี้ยวไม่มาก ไม่มี
การสูญเสียรูปร่างของตัวฟันไป การทำการบูรณะจำเป็นจะต้อง
กรอแต่งฟันเพิ่มเติมให้วัสดุบูรณะมีความหนาเพียงพอต่อการ
ต้านทานแรงบดเคี้ยว ซึ่งขัดแย้งกับหลักการบูรณะแบบมินิมอล
อินเตอร์เวนชัน ดังนั้นเพื่อเป็นการอนุรักษ์โครงสร้างของฟันจึง
ไม่ทำการบูรณะใด ๆ ในฟันบน

เมื่อทำการนำเสนอแผนการรักษาแก่ผู้ป่วยแล้ว ทำการ
บันทึกความสัมพันธ์ของขากรรไกรกับกะโหลกศีรษะ (facebow
transfer) และบันทึกความสัมพันธ์ในศูนย์ (centric relation
record) แล้วนำไปติดตั้งกับกลอุกรณ์ขากรรไกรจำลองแบบ
ปรับได้บางส่วน (semi-adjustable articulator) เพื่อใช้ในการ
วางแผนการรักษาและแต่งขึ้นจำลองลักษณะด้านบดเคี้ยว
ต่อไป การบันทึกความสัมพันธ์ในศูนย์แทนการบันทึกการสบ
ฟันในตำแหน่งที่ฟันสบสนิทที่สุด (maximum intercuspal
position) เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่สามารถทำซ้ำได้ ผู้ป่วยรู้สึก
สบายและตำแหน่งอ้างอิงไม่เสียไปจากการสึกของฟันหรือการ
กรอแต่งฟัน^{6,10,16}

ในผู้ป่วยรายนี้จะทำการเพิ่มมิติในแนวดิ่งของผู้ป่วย
เป็นระยะ 2 มิลลิเมตรเนื่องจากเป็นความสูงที่มีการกรอแต่ง
ฟันน้อยที่สุดเพื่อให้ได้ความหนาที่เพียงพอต่อความแข็งแรงของ
วัสดุบูรณะ และได้ความสูงของตัวฟันที่ใกล้เคียงกับปกติ ร่วมกับ
ระยะ 2 มิลลิเมตรไม่ส่งผลกระทบต่อการพูดและระยะปลอดการ
สบฟันปกติของผู้ป่วย¹² และอยู่ในช่วงที่ผู้ป่วยสามารถปรับตัวได้
ดี คือการเพิ่มมิติในแนวดิ่งไม่เกิน 5 มิลลิเมตร¹⁰

ทำการบูรณะให้แบบการสบฟัน (occlusal scheme)
ขณะทำการยื่นขากรรไกร (protrusion) มีลักษณะเป็นแนวนำ
ฟันหน้า (anterior guidance) คือฟันหลังบนและล่างไม่สัมผัส
กันเมื่อทำการยื่นขากรรไกรล่างไปด้านหน้า เมื่อทำการเคลื่อน
ขากรรไกรไปด้านข้าง (lateral excursion) การสบฟันเป็นแบบ
แนวนำฟันเขี้ยว (canine guidance) โดยฟันบนและล่างในด้าน
ดุล (balancing side) หรือด้านไม่ใช้งาน (non-working side)
จะไม่มีสัมผัสกันเมื่อทำการเอียงขากรรไกรล่างไปด้านข้าง¹⁶

ทำการแต่งขึ้นขึ้นบริเวณด้านบดเคี้ยวและปลายฟันล่างดัง
แสดงในรูปที่ 4 จากนั้นทำอุปกรณ์จำลองแบบขึ้นโดยใช้เทอร์โม
พลาสติกเมทริกซ์ดังรูปที่ 5 จากการประเมินแนวการสบฟันของ
ผู้ป่วยในกลอุกรณ์ขากรรไกรจำลองพบว่า ปุ่มฟันด้านแก้มไกล
กลาง (distobuccal cusp) ของฟันซี่ 16 และ 26 มีลักษณะ
ยื่นลงมากกว่าฟันซี่อื่นดังแสดงในรูปที่ 6 จึงทำการกรอแต่งให้
เข้ากันกับระดับฟันซี่อื่น แล้วจึงทำการบูรณะชั่วคราวที่ระยะ
มิติในแนวดิ่งใหม่ โดยใช้วัสดุบิสอะคริลคอมโพสิต (bis-acryl
composite; Protemp™ 4, 3M™ ESPE™, St. Paul, MN,
USA) ร่วมกับการใช้กรดฟอสฟอริก (phosphoric acid, Kerr,
Orange, CA, USA) และสารยึดติดระบบเอทซ์แอนด์รีนซ์แบบ 3
ขั้นตอน (3-step etch and rinse adhesive; Optibond FL,
Kerr, Orange, CA, USA) ในลักษณะเป็นจุด (spot etched)
ดังแสดงในรูปที่ 7 ภาพช่องปากผู้ป่วยภายหลังจากทำการบูรณะ
ชั่วคราวแสดงในรูปที่ 8 เมื่อทำการบูรณะชั่วคราวแล้วให้ผู้ป่วย
ดูลักษณะของฟันและใบหน้าเพื่อประเมินการยอมรับวัสดุบูรณะ
ของผู้ป่วย ให้ผู้ป่วยออกเสียง ส เสือ เพื่อประเมินระยะปลอดการ
สบฟัน และแก้ไขไม่ให้ฟันกระทบกันขณะผู้ป่วยอยู่ในท่าพัก ให้
ผู้ป่วยกลับไปใช้งานเป็นเวลา 1 เดือน เพื่อให้ผู้ป่วยมีการปรับตัว
กับมิติในแนวดิ่งที่เพิ่มขึ้น¹⁷ โดยนัดติดตามผลการรักษาทุก ๆ 2
สัปดาห์ โดยในระหว่างที่รอติดตามผลการรักษาได้ทำการบูรณะ
บริเวณคอฟันซี่ 21 24 25 และ 26 ด้วยไดเรคท์เรซินคอมโพสิต
(Z350XT, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ร่วมกับการใช้ติด
ระบบเอทซ์แอนด์รีนซ์แบบ 3 ขั้นตอน (Optibond FL, Kerr,
Orange, CA, USA)



รูปที่ 4 การแต่งขี้ผึ้งบริเวณด้านบดเคี้ยวและปลายฟันล่าง ก) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ข) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟัน ค) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟัน ง) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านใช้งาน จ) การยื่นขากรรไกรไปด้านหน้า ฉ) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านใช้งาน โดยทำการแต่งขี้ผึ้งให้มีการสบฟันแบบแนวนำฟันหน้า และแบบแนวนำฟันเขี้ยว

Figure 4 Diagnostic wax up ก) right buccal view ข) anterior view of teeth ค) left buccal view ง) right working view จ) protrusion view ฉ) left working view.



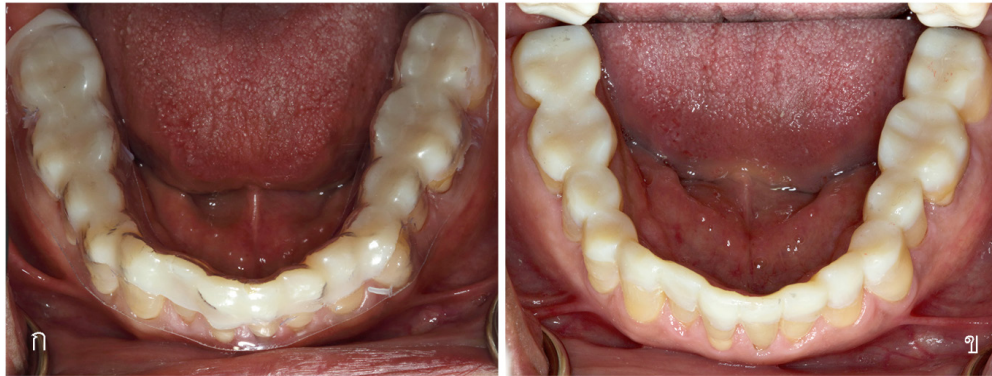
รูปที่ 5 แบบจำลองเทอร์มอพลาสติกเมทริกซ์

Figure 5 A thermoplastic template.



รูปที่ 6 ภาพปุ่มฟันด้านแก้มไกลกลางของฟันซี่ 16 (ก) และ 26 (ข) โดยบริเวณที่แรเงาแสดงการยื่นของปุ่มฟันที่ต่างจากฟันซี่อื่น ๆ ในช่องปาก

Figure 6 Distobuccal cusp of the tooth number 16 (ก) and 26 (ข); shading area showed supra eruption of the cusps.



รูปที่ 7 ก) การบูรณะชั่วคราวโดยใช้วัสดุบิสอะคริลคอมโพสิตร่วมกับเทอร์มอพลาสติกเมทริกซ์ ข) ภาพภายหลังทำการบูรณะชั่วคราวเสร็จสิ้น

Figure 7 ก) Fabrication of provisional restoration with bis-acryl composite using thermoplastic template ข) provisional restoration.

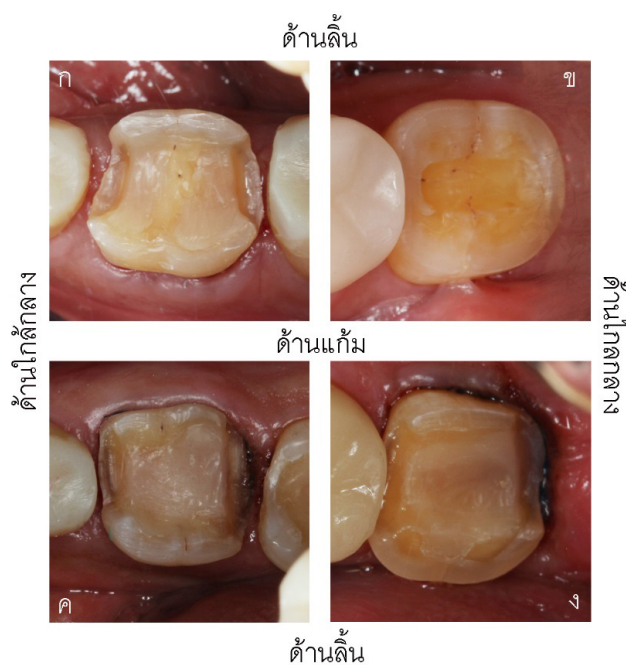


รูปที่ 8 ลักษณะการสบฟันของผู้ป่วยภายหลังทำการบูรณะชั่วคราว โดยพบว่าการสบฟันแบบแนวนำฟันหน้า และแบบแนวนำฟันเขี้ยว ก) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านใช้งาน ข) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ค) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านไม่ใช้งาน ง) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟัน จ) การยื่นขากรรไกรไปด้านหน้า ฉ) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านใช้งาน ช) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟัน ซ) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านไม่ใช้งาน

Figure 8 Occlusal scheme after fabricated provisional restoration revealing anterior guidance and canine guidance ก) right working view ข) right buccal view ค) right non-working view ง) anterior view จ) protrusion view ฉ) left working view ช) left buccal view ซ) left non-working view.

เมื่อครบกำหนด 1 เดือน พบว่าผู้ป่วยสามารถใช้งาน และทำความสะอาดวัสดุบูรณะชั่วคราวได้ดี ไม่มีอาการใด ๆ ไม่พบอาการและอาการแสดงของโรคทางระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อขากรรไกร ตรวจพบจุดสบอยู่ในตำแหน่งที่เสถียร จึงทำการเปลี่ยนจากวัสดุบูรณะชั่วคราวเป็นวัสดุบูรณะถาวร โดยเริ่มทำการบูรณะที่ฟันซี่ 36, 37 และ 46, 47 ด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคม โดยใช้บล็อกเซรามิกประเภทกลาสเซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ (Leucite-reinforced glass-ceramic; IPS Empress® CAD, Ivoclar Vivaden, Liechtenstein, Switzerland) ร่วมกับเครื่องซีเรคทรีดี (CEREC 3D, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ในโหมดไบโอเจเนอริก (biogeneric) เพื่อถ่ายทอดความสูงของตัวฟันจากวัสดุบูรณะชั่วคราวสู่วัสดุบูรณะถาวร โดยทำการกรอแต่งโครงฟันดังรูปที่ 9 ทำการยึดชิ้นงานเซรามิกกับโครงฟันโดยใช้เรซินซีเมนต์ (Resin cement; NX3, Kerr, Orange, CA, USA) ร่วมกับสารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนซ์แบบ 2 ขั้นตอน (2-step etch and rinse adhesive; OptiBond Solo Plus, Kerr, Orange, CA, USA) จากนั้นจึงทำการบูรณะฟันกรามน้อย และฟันหน้าตั้งแต่ฟันซี่ 35 ถึงฟันซี่ 45 ด้วยไดเรคท์เรซินคอมโพสิต (Z350XT, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ร่วมกับสารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนซ์แบบ 3 ขั้นตอน (Optibond FL, Kerr, Orange, CA, USA) โดยไม่มีการกรอแต่งโครงฟันแต่ทำการกรอแต่งบริเวณผิวเคลือบฟันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการยึดติด ใน

ฟันกรามน้อยใช้เทอร์โมพลาสติกเมทริกซ์ และในฟันหน้าใช้ซิลิโคนชนิดปั้นได้ (putty type silicone; Silagum, DMG, Hamburg, Germany) เป็นแบบในการกำหนดความสูงของตัวฟัน โดยสาเหตุที่เลือกทำการบูรณะด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมเฉพาะในฟันกรามโดยไม่ครอบคลุมถึงฟันกรามน้อย เนื่องจากหากทำการบูรณะฟันกรามน้อยด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมจำเป็นต้องกรอแต่งฟันเพิ่ม ร่วมกับงบประมาณของผู้ป่วยมีจำกัด จึงทำการบูรณะฟันกรามน้อยด้วยวัสดุไดเรคท์เรซินคอมโพสิตซึ่งสามารถอนุรักษ์โครงสร้างของฟันได้มากกว่า และมีค่าใช้จ่ายต่ำกว่า จากนั้นทำการบูรณะบริเวณด้านเพดานของฟันซี่ 23 ซึ่งตรวจพบการสึกของฟันและมีช่องว่างเพียงพอต่อการบูรณะโดยไม่ต้องกรอแต่งโครงฟัน จึงทำการกรอแต่งบริเวณผิวเคลือบฟันและทำการบูรณะด้วยวัสดุบูรณะไดเรคท์เรซินคอมโพสิต (Z350XT, 3M ESPE™, St. Paul, MN, USA) ร่วมกับสารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนซ์แบบ 3 ขั้นตอน (Optibond FL, Kerr, Orange, CA, USA) โดยการใช้งานวัสดุทุกชนิดเป็นไปตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ภายหลังทำการบูรณะเสร็จสิ้นพบว่าผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ดีมากขึ้นกว่าเดิม ผู้ป่วยรู้สึกพอใจกับรูปร่างของฟันที่เปลี่ยนแปลงไป รูปที่ 10-13 แสดงช่องปากและใบหน้าของผู้ป่วยภายหลังทำการบูรณะเสร็จสิ้น และรูปที่ 14-15 แสดงลักษณะใบหน้าและช่องปากของผู้ป่วยเปรียบเทียบก่อนและหลังการรักษา



รูปที่ 9 การกรอแต่งโครงฟันเพื่อทำการบูรณะด้วยวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคม ก) ฟันซี่ 36 ข) ฟันซี่ 37 ค) ฟันซี่ 46 ง) ฟันซี่ 47

Figure 9 Tooth preparation for all ceramic CAD-CAM restoration ก) tooth number 36 ข) tooth number 37 ค) tooth number 46 ง) tooth number 47.



รูปที่ 10 ภาพช่องปากของผู้ป่วยหลังทำการบูรณะเสร็จสิ้น ก) ฟันในขากรรไกรบน ข) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ค) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟัน ง) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟัน จ) ฟันในขากรรไกรล่าง

Figure 10 Post-operative intraoral views of the case ก) maxillary occlusal view of teeth ข) right buccal view ค) anterior view of teeth ง) left buccal view จ) mandibular occlusal view of teeth.



รูปที่ 11 ลักษณะการสบฟันของผู้ป่วยหลังทำการบูรณะเสร็จสิ้น โดยพบว่าการสบฟันแบบแนวนำฟันหน้า และแบบแนวนำฟันข้าง ก) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านใช้งาน ข) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านใช้งาน ค) การยื่นขากรรไกรไปด้านหน้า ง) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านขวาเป็นด้านไม่ใช้งาน จ) การเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้างเมื่อด้านซ้ายเป็นด้านไม่ใช้งาน

Figure 11 Post-operative occlusal scheme of the case revealing anterior guidance and canine guidance ก) right working view ข) left working view ค) protrusion view ง) right non-working view จ) left non-working view.



รูปที่ 12 ภาพขากรรไกรล่างเมื่อตรวจสอบด้วยแถบกระดาษทรายสบฟัน (articulating paper)
 Figure 12 Occlusion checking with articulating paper.



รูปที่ 13 ลักษณะช่องปากของผู้ป่วยเปรียบเทียบก่อนและหลังการบูรณะ ก) ฟันในขากรรไกรบนก่อนทำการบูรณะ ข) ฟันในขากรรไกรล่างก่อนทำการบูรณะ ค) ฟันในขากรรไกรบนภายหลังทำการบูรณะ ง) ฟันในขากรรไกรล่างภายหลังทำการบูรณะ
 Figure 13 Comparison of pre-operative occlusal views with post-operative occlusal views ก) and ค) pre-operative ข) and ง) post-operative.



รูปที่ 14 ลักษณะการสบฟันของผู้ป่วยเปรียบเทียบก่อนและหลังการบูรณะ ก) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ก่อนทำการบูรณะ ข) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟันก่อนทำการบูรณะ ค) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟันก่อนทำการบูรณะ ง) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟันภายหลังทำการบูรณะ จ) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟันภายหลังทำการบูรณะ ฉ) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟันภายหลังทำการบูรณะ

Figure 14 Pre-operative and post-operative occlusion of the case ก), ข) and ค) pre-operative ง), จ) and ฉ) post-operative.



รูปที่ 15 ลักษณะใบหน้าของผู้ป่วยเปรียบเทียบก่อนและหลังการบูรณะ ก) ภาพใบหน้าด้านขวาก่อนทำการบูรณะ ข) ภาพหน้าตรงก่อนทำการบูรณะ ค) ภาพขณะผู้ป่วยยิ้มก่อนทำการบูรณะ ง) ภาพใบหน้าด้านซ้ายก่อนทำการบูรณะ จ) ภาพใบหน้าด้านขวากายหลังทำการบูรณะ ฉ) ภาพหน้าตรงกายหลังทำการบูรณะ ช) ภาพขณะผู้ป่วยยิ้มกายหลังทำการบูรณะ ซ) ภาพใบหน้าด้านซ้ายกายหลังทำการบูรณะ

Figure 15 Pre-operative and post-operative facial views of the case ก) – ง) pre-operative จ) – ซ) post-operative.

ทำการติดตามผลการรักษาภายหลังการบูรณะเสร็จสิ้นเป็นเวลา 2 สัปดาห์ เพื่อประเมินการสบฟันและติดตามอาการของผู้ป่วย พบจุดสบหนักบริเวณฟันซี่ 44 และ 45 จึงทำการแก้ไขและนัดมาประเมินอีกครั้งในอีก 2 สัปดาห์ พบว่าผู้ป่วยไม่มีอาการใด ๆ สามารถใช้งานได้ตามปกติ ตรวจไม่พบจุดสบสูงและอาการใด ๆ ในผู้ป่วยรายนี้พบว่าผู้ป่วยมีการปรับตัวต่อมิติในแนวตั้งใหม่ได้ดี ไม่มีอาการและอาการแสดงของความผิดปกติของระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อขากรรไกร (Temporomandibular disorders) จึงไม่มีความจำเป็นต้องใส่ฝือกสบฟัน เนื่องจากมีรายงานว่า การใส่ฝือกสบฟันในผู้ป่วยที่ไม่ได้มีอาการใด ๆ อาจก่อให้เกิดความผิดปกติของระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อขากรรไกรได้⁸ จากนั้นจึงนัดติดตามผลการรักษาอีกครั้ง 3 เดือน และ 6 เดือน นับจากวันที่ทำการบูรณะเสร็จสิ้น โดยพบว่าผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ตามปกติ ทำความสะอาดช่องปากได้ดี ไม่มีอาการใด ๆ วัสดุบูรณะอยู่ในสภาพดี ไม่พบอาการและอาการแสดงของโรคทางระบบกล้ามเนื้อและข้อต่อขากรรไกร ภาพช่องปากของผู้ป่วยเมื่อทำการติดตามผลการรักษาเป็นเวลา 6 เดือนแสดงดัง

ภาพที่ 16 จากนั้นเข้าสู่ระยะคงสภาพการรักษา (maintenance phase) โดยนัดผู้ป่วยมาตรวจประเมินและเน้นย้ำให้หลีกเลี่ยงพฤติกรรมที่จะก่อให้เกิดฟันสึกตามระยะเวลาการตรวจสุขภาพช่องปากประจำปีทุก ๆ 6 เดือน



รูปที่ 16 ภาพช่องปากของผู้ป่วยภายหลังทำการบูรณะเสร็จสิ้นเป็นเวลา 6 เดือน ก) ฟันในขากรรไกรบน ข) ภาพด้านขวาขณะกัดสบฟัน ค) ภาพด้านหน้าขณะกัดสบฟัน ง) ภาพด้านซ้ายขณะกัดสบฟัน จ) ฟันในขากรรไกรล่าง

Figure 16 6-month follow up intraoral views of the case ก) maxillary occlusal view of teeth ข) right buccal view ค) anterior view of teeth ง) left buccal view จ) mandibular occlusal view of teeth.

บทวิจารณ์

การเพิ่มมิติในแนวดิ่งไม่จำเป็นต้องทำในผู้ป่วยที่มีการสูญเสียมิติในแนวดิ่งเสมอไป อาจทำในผู้ป่วยที่ไม่มีการสูญเสียมิติในแนวดิ่ง แต่มีการสึกของฟันที่ผิดปกติจนก่อให้เกิดปัญหาในการทำงานของฟันไม่ว่าจะเป็นการบดเคี้ยว การออกเสียง รวมทั้งปัญหาในด้านความสวยงามจนอาจก่อให้เกิดผลกระทบในการดำเนินชีวิตประจำวันของผู้ป่วยรวมถึงในกรณีที่ผู้ป่วยมีความกังวลเกี่ยวกับความสวยงาม การที่ลักษณะใบหน้ามีความเปลี่ยนแปลงไปอาจส่งผลกระทบต่อสภาพจิตใจของผู้ป่วยได้^{6,12,14} โดยเกณฑ์ในการเพิ่มมิติในแนวดิ่งของผู้ป่วยที่ไม่มีการสูญเสียมิติในแนวดิ่งอาจพิจารณาจาก การพบการแตกหักหรือความล้มเหลวของวัสดุบูรณะในช่องปากซ้ำ ๆ การมีระยะปลดการสบขณะกัดของวัสดุบูรณะไม่เพียงพอ การเกิดอันตรายต่อฟัน อวัยวะปริทันต์ และเนื้อเยื่ออ่อน เช่น การเกิดการบาดเจ็บเหตุสบฟัน (trauma from occlusion) หรือการกัดแก้มและลิ้นซึ่งมีสาเหตุจากโครงสร้างของฟันและการสบฟันที่ผิดปกติ นอกจากนี้การที่ฟันไม่สามารถทำหน้าที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

และสูญเสียความสวยงามไปจนส่งผลกระทบต่อสภาพจิตใจของผู้ป่วยก็เป็นเหตุผลในการพิจารณาเพิ่มมิติในแนวดิ่งของผู้ป่วยการเช่นกัน⁶ โดยการเพิ่มมิติในแนวดิ่งนั้นจะต้องก่อให้เกิดการสบฟันที่ดี สามารถทำหน้าที่บดเคี้ยวได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีความสวยงาม และที่สำคัญคือมีระยะปลดการสบฟันภายหลังการเพิ่มมิติในแนวดิ่งที่เพียงพอ^{6,12,14} ดังเช่นในกรณีผู้ป่วยรายนี้พบว่าหลังจากทำการบูรณะแล้วผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ดีมากขึ้น มีความพอใจในรูปร่างของฟันมากขึ้น ทำให้มีแรงจูงใจในการดูแลรักษาความสะอาดฟันและช่องปากเพิ่มขึ้น

ในผู้ป่วยรายนี้เลือกใช้วัสดุบูรณะเซรามิกประเภทเคด-แคมในการบูรณะฟันกรามล่างเนื่องจากเป็นวัสดุที่มีความสวยงาม มีความแข็งแรงสามารถสร้างลักษณะทางกายวิภาคของฟันได้ง่าย ทำการบูรณะให้เสร็จภายในครั้งเดียวได้เนื่องจากสามารถขึ้นรูปขึ้นงานได้ทันทีโดยทันตแพทย์ จึงไม่จำเป็นต้องทำการบูรณะชั่วคราว ไม่มีความจำเป็นต้องพิมพ์ปากด้วยวัสดุพิมพ์ปากแบบดั้งเดิม^{18,19} รวมทั้งทำให้เกิดการสึกของฟันคู่สบเกิดน้อยกว่าเซรามิกประเภทอื่น และอัตราการสึกของฟันคู่สบบมีค่าใกล้เคียงกับเคลือบฟัน¹¹ เลือกใช้ไดเร็กต์เรซินคอมโพสิต

ในการบูรณะฟันกรามน้อยและฟันหน้า เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีความสวยงาม สามารถซ่อมแซมได้ นอกจากนี้ในผู้ป่วยรายนี้การบูรณะด้วยไดเรกต์เรซินคอมโพสิตไม่มีความจำเป็นต้องการแต่งฟันเพื่อให้เกิดการยึดอยู่และการต้านทานการหลุดที่ดีสำหรับวัสดุบูรณะ เนื่องจากบริเวณที่ทำการยึดติดเป็นส่วนของเคลือบฟันเกือบทั้งหมดซึ่งก่อให้เกิดการยึดติดที่ดีกับเรซินคอมโพสิต ทำให้สามารถอนุรักษ์โครงสร้างของฟันไว้ได้^{9,10,14} และมีการศึกษาพบว่าวัสดุบูรณะทั้งสองประเภทมีอัตราการอยู่รอด (survival rate) สูงถึงร้อยละ 80-100 อีกด้วย²⁰ ร่วมกับการศึกษาพบว่าวัสดุบูรณะไดเรกต์เรซินคอมโพสิต และเซรามิกประเภทแคด-แคมมีความสามารถต้านทานการแตกหักในช่วงแรงประมาณ 1,000-1,300 นิวตัน²¹⁻²³ ซึ่งมีค่ามากกว่าแรงกัดปกติ (ประมาณ 50-300 นิวตัน)²⁴ และแรงกัดในขณะที่มีการกัดแน่นฟัน (ประมาณ 1,100-1,200 นิวตัน)²⁵ ซึ่งมีความสอดคล้องกับรายงานความสำเร็จในการทำการบูรณะแบบฟันฟูลสภาพช่องปากในผู้ป่วยที่มีภาวะฟันสึกด้วยวัสดุบูรณะไดเรกต์เรซินคอมโพสิตและเซรามิกประเภทแคด-แคม^{10,13,26,27} ดังนั้นการบูรณะแบบฟันฟูลสภาพช่องปากร่วมกับการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟัน โดยใช้วัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมและไดเรกต์เรซินคอมโพสิตจึงถือเป็นทางเลือกหนึ่งในการบูรณะฟันสึกโดยสามารถอนุรักษ์โครงสร้างของฟันและควมมีชีวิตของฟันไว้ได้

การบูรณะฟันหลังด้วยวัสดุต่างชนิดกันอาจก่อให้เกิดการสึกของวัสดุบูรณะในอัตราที่แตกต่างกัน ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อเสถียรภาพในการสบฟันของผู้ป่วยได้ แต่จากการศึกษาพบว่าทั้งวัสดุบูรณะไดเรกต์เรซินคอมโพสิตและวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมมีความต้านทานต่อการสึกเมื่อใช้ฟันทำหน้าที่ปกติใกล้เคียงกันคือมีอัตราการสึกไม่ต่างจากชั้นเคลือบฟัน²⁸⁻³⁰ การทำการบูรณะจึงตรวจสอบไม่ให้เกิดการกีดขวางการสบฟัน (interference) ทั้งตำแหน่งการสบฟันในศูนย์และนอกศูนย์ รวมทั้งแนะนำให้ผู้ป่วยไม่ให้ใช้ฟันในการทำงานนอกหน้าที่ (parafunction) ร่วมกับการบูรณะให้แบบการสบฟันเป็นแบบแนวหน้าฟันหน้าและแบบแนวหน้าฟันเขี้ยวซึ่งจะส่งผลให้ฟันหลังไม่กระทบกันเมื่อทำการเคลื่อนไหวขากรรไกรออกจากตำแหน่งศูนย์ ส่งผลให้แรงที่กระทำต่อวัสดุบูรณะลดลงและช่วยลดระยะเวลาที่ฟันหลังสัมผัสกัน³¹ ทำให้ลดโอกาสในการสึกและการเกิดการแตกหักของวัสดุบูรณะลงได้ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่ารูปร่างลักษณะฟันและกระดูกรองรับรากฟันหน้าโดยเฉพาะฟันเขี้ยวจะมีความเหมาะสมต่อการรับแรงเค้นจากการกระทบกันของฟันทั้งในตำแหน่งการสบฟันในศูนย์และนอกศูนย์มากกว่าฟันหลัง²⁸ ก็ควรจะมีการติดตามผลการบูรณะอย่างต่อเนื่องเพื่อประเมินอัตราการสึกและ

ลักษณะการสึกที่ผิดปกติของฟันเขี้ยวและฟันหน้าที่ใช้เป็นแนวนำการเคลื่อนที่

ภายหลังการติดตามผลเป็นระยะเวลา 6 เดือน พบว่าฟันบนไม่มีการสึกเพิ่มเติมจึงไม่จำเป็นต้องทำการบูรณะใด ๆ นอกจากการติดตามผลเท่านั้น สอดคล้องกับแนวทางการบูรณะฟันสึกที่จะเลือกทำการบูรณะในฟันที่มีการสึกอย่างต่อเนื่องหรือสูญเสียโครงสร้างของตัวฟันจะไม่สามารถทำหน้าที่ได้เท่านั้น¹⁴ นอกจากนี้พบว่าวัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมและเรซินคอมโพสิตอยู่ในสภาพดีไม่มีการแตกหักหรือสึกเพิ่มเติม สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาที่แนะนำว่าหากเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟันระยะไม่เกิน 2 มิลลิเมตรการบูรณะด้วยไดเรกต์เรซินคอมโพสิตก็มีความแข็งแรงเพียงพอ¹⁰ วัสดุบูรณะทั้งสองประเภทจึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกในการใช้ทำการบูรณะแบบฟันฟูลสภาพช่องปาก ร่วมกับการเพิ่มมิติในแนวตั้งขณะสบฟันโดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีเศรษฐกิจปานกลาง อย่างไรก็ตามเป็นที่ทราบกันดีว่าทั้งวัสดุบูรณะเซรามิกแคด-แคม และเรซินคอมโพสิตมีอัตราการสึกและแตกหักได้ง่ายกว่าโลหะหรือเซรามิกประเภทอื่น ๆ^{9,10,20} ดังนั้นจึงควรแนะนำการใช้งานและการดูแลความสะอาดแก่ผู้ป่วยโดยเน้นย้ำให้ผู้ป่วยเลิกพฤติกรรมที่ก่อให้เกิดฟันสึก เช่น การรับประทานอาหารที่มีลักษณะแข็ง อาหารและเครื่องดื่มที่มีฤทธิ์เป็นกรด รวมถึงมีการติดตามผลการรักษาอย่างต่อเนื่อง ร่วมกับการแนะนำให้ผู้ป่วยแปรงฟันวันละ 2 ครั้งร่วมกับการใช้ไหมขัดฟันวันละ 1 ครั้งเป็นอย่างน้อย เนื่องจากความสำเร็จในการรักษาฟันสึกไม่เพียงแต่ทำการบูรณะให้เสร็จสมบูรณ์เท่านั้น แต่ยังขึ้นอยู่กับกำจัดการสาเหตุที่ก่อให้เกิดฟันสึก และการคงสภาพของวัสดุบูรณะและฟันในช่องปากไม่ให้เกิดการสึกต่อไปอีกด้วย

บทสรุป

การรักษาผู้ป่วยรายนี้ซึ่งมีฟันสึกหลายซี่โดยไม่มีการสูญเสียมิติแนวตั้งขณะสบฟัน ด้วยการบูรณะแบบฟันฟูลสภาพช่องปากร่วมกับการเพิ่มมิติแนวตั้งขณะสบฟัน โดยใช้วัสดุบูรณะเซรามิกประเภทแคด-แคมและไดเรกต์เรซินคอมโพสิต ให้ผลการรักษาที่ประสบความสำเร็จภายหลังการติดตามผลเป็นเวลา 6 เดือน ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ดีและมีความสวยงามที่ยอมรับได้

1. Brown K.E. Reconstruction considerations for severe dental attrition. *J Prosthet Dent* 1980;44:384-8.
2. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc* 2004;135:1109-18.
3. Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil* 2012;39:217-25.
4. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. *Br Dent J* 2012;212:17-27.
5. Davies SJ, Gray RJ, Qualtrough AJE. Management of tooth surface loss. *Br Dent J* 2002;192:11-6,19-23.
6. Wassell RW, Steele JG, Welsh G. Considerations when planning occlusal rehabilitation: a review of the literature. *Int Dent J* 1998;48:571-81.
7. Spear F. A patient with severe wear on the posterior too and minimal wear on the anterior tooth. *J Am Dent Assoc* 2009;140:99-104.
8. Abduo J, Lyons K. Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. *Aust Dent J* 2012;57:2-10.
9. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. *Br Dent J* 2012;212:169-77.
10. Muts EJ, van Pelt H, Edelhoff D, Krejci I, Cune M. Tooth wear: a systematic review of treatment options. *J Prosthet Dent* 2014;112:752-9.
11. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl):14S-21S.
12. Turner KA, Missirlian DM. Restoration of the extremely worn dentition. *J Prosthet Dent* 1984;52:467-74.
13. Hemmings KW, Darbar UR, Vaughan S. Tooth wear treated with direct composite restorations at an increased vertical dimension: results at 30 months. *J Prosthet Dent* 2000;83:287-93.
14. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 3. Active restorative care 2: the management of generalised tooth wear. *Br Dent J* 2012;212:121-7.
15. Volchansky A, Cleaton-Jones P. Clinical crown height (length)—a review of published measurements. *J Clin Periodontol* 2001;28:1085-90.
16. Schuyler CH. The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation. *J Prosthet Dent* 2001;86:219-232.
17. Williams DR. A rationale for the management of advanced tooth wear (ATW). *J Oral Rehabil* 1987;14:77-89.
18. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56(Suppl 1):97-106.
19. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl):7S-13S.
20. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior too of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481-508.
21. Kuijs RH, Fennis WMM, Kreulen CM, Roeters FJM, Verdonschot N, Creugers NHJ. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *J Dent* 2006;34:19-25.
22. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* 2013;29:324-31.
23. Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Huysmans MC. Indirect restorations for severe tooth wear: fracture risk and layer thickness. *J Dent* 2014;42:413-8.
24. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dent Mater* 2003;19:118-26.
25. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential

factors on bite force measurements: a literature review.

Eur J Dent 2010;4:223-32.

26. Spreafico RC. Composite resin rehabilitation of eroded dentition in a bulimic patient: a case report. *Eur J Esthet Dent* 2010;5:28-48.

27. Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM. Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig* 2012;16:1413-24.

28. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont* 2004;17:350-6.

29. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006;22:689-92.

30. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl):14s-21s.

31. Schuyler CH. The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation. *J Prosthet Dent* 2001;86:219.

การเปรียบเทียบรอยซึมเล็กน้อยของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ ชนิดแคปซูลกับชนิดผสมด้วยมือ

Comparison of Microleakage between Encapsulated and Manually-mixed Glass Ionomer Restorative Materials

อรอุมา อังวรารวงษ์¹, สุกัญจนาด ศิลปสอน², พัชร กุลโกวิท³, นฤวันต์ รวดเร็ว⁴, อรพรรณ วิจารณ์พงศ์⁵, ปฏิมภาพร พิงชาญชัยกุล^{1,7} และ นำชัย สุขสันติสกุลชัย⁶

Onauma Angwaravong¹, Sukarnjanat Silapason², Pachara Gulgovit³, Naruwan Ruadrew⁴, Orapan Wiparattanapong⁵, Patimaporn Pungchanchaikul^{1,7} and Namchai Sooksuntisakoonchai⁶

¹ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

¹Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muaeng, Khon Kaen

²โรงพยาบาลบ้านเขว้า อำเภอบ้านเขว้า จังหวัดชัยภูมิ

²Bankhwao hospital, bankhwao, Chaiyaphum

³โรงพยาบาลธัญบุรี จังหวัดปทุมธานี

³Thanyaburi hospital, Pathumthani

⁴โรงพยาบาลท่าตูม อำเภوتاตูม จังหวัดสุรินทร์

⁴Thatoom hospital, Thatoom, Surin

⁵โรงพยาบาลสกลนคร จังหวัดสกลนคร

⁵Sakonnakhon hospital, Sakonnakhon

⁶คลินิกทันตแพทย์นำชัย-กมลทิพย์ จังหวัดขอนแก่น

⁶Namchai-Kamontip Dental clinic, Khon Kaen

⁷กลุ่มวิจัยไบโอฟิล์ม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

⁷Biofilms Research Group, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University

บทคัดย่อ

การศึกษาในห้องปฏิบัติการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบรอยซึมเล็กน้อยของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลและชนิดผสมด้วยมือ ในฟันกรามน้ำนมจำนวน 84 ซี่ แบ่งซี่ฟันแบบสุ่มฟันออกเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 14 ซี่ ทำการเตรียมโพรงฟัน คลาสซูปแบบสลอต แล้วทำการบูรณะด้วยวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ 6 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ Fuji IX GP capsule[®], Ketac[™] Molar Aplicap[™], RIVA SC capsule[®], Fuji IX GP[®], Ketac[™] Molar และ RIVA SC[®] ตามวิธีการใช้ที่บริษัทกำหนด จากนั้นนำฟันทั้งหมดไปแช่ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะที่อุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียส สลับกับ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 500 รอบ แล้วทาด้วยน้ำยาทาเล็บทั่วฟัน โดยเว้นบริเวณที่ห่างจากขอบของวัสดุบูรณะฟันออกมา 1 มิลลิเมตร นำไปแช่ในสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลูความเข้มข้นร้อยละ 0.5 เป็นเวลา 4 ชั่วโมง ทำการตัดฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง และวัดรอยซึมเล็กน้อยด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอกำลังขยาย 30 เท่า เมื่อเปรียบเทียบค่ามัธยฐานของร้อยละการแทรกซึมของสีย้อมตามขอบของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์บริษัทเดียวกันระหว่างชนิดแคปซูลและชนิดผสมด้วยสถิติแมนวิทนีย ยู ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษาพบว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลเกิดรอยซึมเล็กน้อยแตกต่างจากชนิดผสมด้วยมือ โดยวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ Ketac[™] Molar Aplicap[™] เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าของ Ketac[™] Molar อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.002$) แต่วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ Fuji IX GP capsule[®] เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่า Fuji IX GP[®] อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

($p = 0.773$) และวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ RIVA SC capsule® เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่า RIVA SC® อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.207$) โดยสรุปว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล Ketac™ Molar Aplicap™ เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าชนิดผสมมือ Ketac™ Molar

คำสำคัญ: กลาสส์ไอโอโนเมอร์, แคปซูล, ฟันน้ำนม, รอยซึมเล็กน้อย

Abstract

The objectives of this in vitro study was to assess the microleakage of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restorations. Eighty-four extracted human primary molars were randomly allocated into 6 groups. Each sample was prepared for Class II slot cavity and then restored with six different materials: Fuji IX GP capsule®, Ketac™ Molar Aplicap™, RIVA SC capsule®, Fuji IX GP®, Ketac™ Molar, RIVA SC®. The procedure of each glass ionomer restoration followed manufacturer's instructions. All teeth were thermocycling for 500 cycles between 5°C and 55°C. After thermocycling the whole surface of each tooth was coated with nail varnish except for one millimeter around the restoration. The teeth were immersed in 0.5 % methylene blue for 4 hours and then sectioned mesiodistally. The sections were analyzed for microleakage under X30 magnification of a stereomicroscope. The median of the percentage of dye penetration between encapsulated and hand-mixed glass ionomer restorations were analyzed by the Mann-Whitney U statistic at 0.05 α level. The result showed the microleakage of encapsulated groups different from those of hand-mixed groups. However, Ketac™ Molar Aplicap™ encapsulated group showed statistically significant less than Ketac™ Molar ($p = 0.002$). But there were no statistically significant of microleakage between Fuji IX GP capsule® and Fuji IX GP® ($p = 0.773$), and there were no statistically significant of microleakage between RIVA SC capsule® and RIVA SC® ($p = 0.207$). In conclusion, the microleakage of encapsulated Ketac™ Molar Aplicap™ group appeared to be less than handy-mixed Ketac™ Molar group.

Keywords: Capsule, Glass ionomer, Microleakage, Primary teeth

Received Date: Feb 26, 2016

Accepted Date: Jul 13, 2016

doi: 10.14456/jdat.2017.4

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

อรอุมา อังวรารวงค์ ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002 ประเทศไทย โทรศัพท์: 043-202222-41 ต่อ 45157 โทรสาร: 043-202862 อีเมล: onaang@kku.ac.th

Correspondence to:

Onauma Angwaravong. Department of Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muaeng, Khon Kaen 40002, Thailand
Tel: 043-202222-41 ext. 45157 Fax: 043-202862 E-mail: onaang@kku.ac.th

ปัจจุบันวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์นำมาใช้ในงานทันตกรรมสำหรับเด็กมากขึ้น เนื่องจากมีคุณสมบัติยึดติดกับเนื้อฟันด้วยพันธะเคมี สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้และใช้เวลา น้อย นอกจากนี้ยังมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวด้วยความร้อนใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ วัสดุจะมีการหดตัวและขยายตัวใกล้เคียงกับเนื้อฟัน^{1,2} วัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิมได้รับการพัฒนาและปรับปรุงคุณสมบัติต่างๆ ให้ดีขึ้นเป็นลำดับ บางรุ่นจะมีความหนืดสูง ก่อตัวเร็วขึ้นเพื่อลดการสัมผัสกับน้ำและความชื้นในช่องปาก รวมทั้งมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น ต่อมาได้มีการพัฒนาคุณสมบัติของวัสดุให้มีระยะเวลาก่อตัวลดลงอีก ทำให้วัสดุกลุ่มนี้ มีความเหมาะสมมากขึ้นที่จะนำมาใช้เป็นวัสดุบูรณะฟันในงานทันตกรรมสำหรับเด็ก³

รอยซึมเล็กเป็นทางผ่านของแบคทีเรีย สารน้ำหรือโมเลกุลระหว่างผนังโพรงฟันและวัสดุบูรณะ ผนึกตามขอบที่ไม่ดี จะทำให้เกิดภาวะเสียวไวเกิน การผุซ้ำหรือเกิดพยาธิสภาพของเนื้อเยื่อในได้ ความสมบูรณ์และความทนทานของการผนึกตามขอบเป็นสิ่งแรกที่ต้องตระหนักถึงในการพิจารณาคุณสมบัติของวัสดุบูรณะ⁴ โดยเฉพาะอย่างยิ่งหากขอบของโพรงฟันนั้นอยู่ในเนื้อฟัน⁵ การคงสภาพความแนบสนิทของขอบวัสดุบูรณะให้อยู่ได้นานมีความสำคัญต่อการหลีกเลี่ยงหรือลดปัญหาที่จะเกิดในทางคลินิก ถ้าเกิดรอยซึมเล็กขึ้นจะทำให้เกิดการแทรกซึมของแบคทีเรียเข้าไปสู่ท่อเนื้อฟัน ซึ่งอาจทำให้เกิดการผุซ้ำและเกิดพยาธิสภาพของเนื้อเยื่อในตามมาได้^{6,7} ปัญหาที่มักพบหลังจากการบูรณะฟันส่วนใหญ่คือ เกิดรอยซึมเล็กตามขอบของวัสดุบูรณะโดยเฉพาะอย่างยิ่งในด้านชิดเหงือกในโพรงฟันชนิดคลาสซุทำให้ผู้ป่วยมีอาการเสียวฟันตามมาได้ จากการศึกษาโพรงฟันคลาสซุในฟันกรามน้ำนมโดยเปรียบเทียบระหว่างวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์และอะมัลกัมในคุณสมบัติด้านการคงอยู่ของวัสดุบูรณะ ความต้านทานต่อการสึก ความสมบูรณ์ของขอบ ลักษณะพื้นผิว การติดสีของพื้นผิว และการผุซ้ำ พบว่าได้ผลแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ยังพบว่า การสูญเสียแร่ธาตุของเคลือบฟันรอบวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์เกิดขึ้นน้อยกว่าอะมัลกัม และสามารถยับยั้งการเกิดฟันผุบริเวณขอบวัสดุบูรณะได้ดีกว่าอะมัลกัม⁸

โดยทั่วไปวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์จะอยู่ในรูปของส่วนผงและส่วนเหลว โดยใช้ช้อนตวงและหลอดหยดก่อนผสมด้วยมือ การใช้ช้อนตวงและหลอดหยดนั้นอาจทำให้อัตราส่วนระหว่างส่วนผงและส่วนเหลวเปลี่ยนแปลงไปจากคำแนะนำของบริษัท

ผู้ผลิตได้⁹ เนื่องจากปริมาณของส่วนผงนั้นขึ้นกับผู้ปฏิบัติการว่าจะใส่ส่วนผงให้เต็มช้อนตวงด้วยความหนาแน่นเพียงใด ยิ่งไปกว่านั้น ปริมาตรของส่วนเหลวที่มาจากหลอดหยดขึ้นกับมุมในการถือขวดตอนบีบหลอดหยดและแรงที่ใช้ในการบีบหลอดหยด⁹⁻¹¹ โดยปกติในการผสมวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ในทางทันตกรรมจะผสมให้มีความเหนียวขึ้นตามความต้องการและขึ้นกับประสบการณ์ของผู้ปฏิบัติการ โดยจะดูด้วยตาปราศจากการใช้ช้อนตวงและหลอดหยด¹² อัตราส่วนระหว่างส่วนผงกับส่วนเหลวมีผลต่อคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ โดยพบว่าเมื่อลดปริมาณของส่วนผง แต่คงปริมาณของส่วนเหลว ทำให้ลดการเกิดรูพรุนในวัสดุบูรณะและเพิ่มระยะเวลาในการทำงานและระยะเวลาการแข็งตัว แต่การลดปริมาณของส่วนผงจะเป็นการลดอนุภาคแก้วลงด้วย ซึ่งส่งผลให้วัสดุบูรณะมีความทนต่อการรับแรงลดลง¹¹

ความยากในการผสมวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ให้ได้มาซึ่งอัตราส่วนระหว่างส่วนผงและส่วนเหลวที่ถูกต้อง เมื่อซีเมนต์นั้นถูกเตรียมมาในรูปแบบที่แยกออกจากกันและข้อจำกัดของการผสมซีเมนต์ด้วยมือส่งผลให้เกิดการพัฒนาวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์แบบแคปซูลขึ้น¹³ ข้อดีคืออัตราส่วนระหว่างส่วนผงกับส่วนเหลวถูกต้องตามคำแนะนำของบริษัทแน่นอน ทำให้วัสดุผสมออกมามีคุณสมบัติที่ดี^{7,14-16} วัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลบริษัทจะมีการเตรียมอัตราส่วนของส่วนผงและส่วนเหลวที่เหมาะสมตามวิธีการและเวลาผสมที่เป็นมาตรฐาน¹⁷ ทำให้กำจัดความแปรปรวนที่เกิดขึ้นจากตัวผู้ปฏิบัติการได้¹⁴

เมื่อเปรียบเทียบความแปรปรวนของปริมาณฟลูออไรด์ที่ปล่อยออกมาในระยะสั้นพบว่าวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ในระยะสั้นในปริมาณที่มากกว่าชนิดผสมมือ ซึ่งปริมาณการปล่อยฟลูออไรด์นี้ไม่ได้เป็นผลมาจากผู้ผสม แต่มาจากอัตราส่วนของวัสดุที่แตกต่างกัน¹⁸ นอกจากนั้นวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมือมีโอกาสเกิดรูพรุนได้มากกว่าชนิดแคปซูล¹⁹ ซึ่งหากรูพรุนเหล่านั้นเกิดขึ้นบริเวณรอยต่อระหว่างผนังโพรงฟันกับวัสดุบูรณะจะเป็นสาเหตุของการเกิดรอยซึมเล็กได้

Lott และคณะศึกษาเปรียบเทียบรอยซึมเล็กของวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล 3 ผลิตภัณฑ์ คือ Fuji IX GP Fast®, GC Fuji Triage®, Ketac Fil Plus Aplicap™ พบว่ารอยซึมเล็กระหว่างวัสดุ 3 ผลิตภัณฑ์นี้ มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ²⁰ Ferreira และคณะเปรียบเทียบการเกิด

รอยขีดข่วนระหว่างวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล คือ Vidrion RCaps[®], Fuji IX GP Fast[®] กับชนิดผสมมือ คือ Vidrion R[®], Fuji IX GP[®] พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยวัสดุที่มีคุณสมบัติที่ดีที่สุดคือ Vidrion RCaps[®] ส่วนวัสดุที่มีคุณสมบัติด้อยที่สุดคือ Fuji IX GP[®] ¹³

จากที่กล่าวมาพบว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์มีการพัฒนาให้มีคุณสมบัติที่ดีขึ้น การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับรอยขีดข่วนของวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ที่ใช้ในประเทศไทย โดยการเปรียบเทียบชนิดแคปซูลกับชนิดผสมมือยังคงมีการศึกษากันน้อย จึงเป็นที่มาของการศึกษานี้ เพื่อให้ทันตแพทย์สามารถเลือกวัสดุที่เหมาะสมอันจะเกิดประโยชน์กับผู้ป่วยในทางทันตกรรมสำหรับเด็ก โดยมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อศึกษาเปรียบเทียบรอยขีดข่วนของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมด้วยเครื่องในรูปแบบแคปซูลและชนิดผสมด้วยมือ และวัตถุประสงค์รอง เพื่อศึกษาเปรียบเทียบรอยขีดข่วนของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมด้วยเครื่องในรูปแบบแคปซูล และเพื่อศึกษาเปรียบเทียบรอยขีดข่วนของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมือ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยครั้งนี้ได้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เลขที่ (HE 522285) การศึกษาวิจัยเชิงทดลอง (experimental research design) ในห้องปฏิบัติการ เพื่อศึกษาการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะกับผิวฟันด้านชิดเหงือกของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล คือ Fuji IX GP capsule[®] (GC Corporation, Tokyo, Japan), Ketac[™] Molar Aplicap[™] (3M ESPE, St. Paul, USA), RIVA SC capsule[®] (SDI Dental limited, Dublin, Ireland) และวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมือ คือ Fuji IX GP[®] (GC Corporation, Tokyo, Japan), Ketac[™] Molar (3M ESPE, St. Paul, USA), RIVA SC[®] (SDI Dental limited, Dublin, Ireland)

ประชากรศึกษา คือ ฟันกรามน้ำนม มีเกณฑ์คัดเข้า คือ ปราศจากรอยผุ แตก ร้าวบริเวณด้านใกล้กลาง หรือด้านไกลกลางเมื่อดูด้วยตาเปล่า และไม่เป็นฟันที่เคี้ยวคล่องรากฟันมาก่อน เกณฑ์คัดออกคือ บริเวณผิวเคลือบฟันมีความผิดปกติ เช่น ภาวะเคลือบฟันเจริญพร่อง (enamel hypoplasia) มีรอยผุทางด้านใกล้กลางและไกลกลาง และบริเวณผิวเคลือบฟันมีความผิดปกติเนื่องจากยา

การคำนวณขนาดตัวอย่าง²¹ ซึ่งอาศัยข้อมูลจากการศึกษาของ Xie และคณะในปี ค.ศ. 2008²² ขนาดตัวอย่างที่คำนวณได้คือกลุ่มละ 14 ชิ้นตัวอย่าง กลุ่มตัวอย่างเป็นฟันกรามน้ำนมจำนวน 84 ซึ่งหลังจากนั้นจึงเริ่มดำเนินงานวิจัย โดยมีลำดับขั้นตอนดังต่อไปนี้

1) **การเตรียมฟัน** นำฟันมาล้างทำความสะอาดกำจัดเนื้อเยื่ออ่อนที่ติดอยู่ด้วยเกรซซีควเรตต์ เบอร์ 3/4 (HuFriedy, Hu-Friedy Mfg, Germany) และใช้หัวขัดยางรูปถ้วย (rubber cup) กับผงขัดฟัมมิชด้วยเครื่องกรอความเร็วต่ำ ซึ่งเก็บฟันในสารละลายไทโมลความเข้มข้นร้อยละ 0.1

2) **การเตรียมโพรงฟัน** ทำการยึดฟันลงในท่อพีวีซีด้วยพลาสติกหุ้มห่อคลุมส่วนรอยต่อระหว่างตัวฟันและรากฟันประมาณ 1-1.5 มิลลิเมตร หลังจากนั้นเตรียมโพรงฟันชนิดคลาสรูปแบบสลอต (slot) ด้านใกล้กลางหรือไกลกลางของฟันกรามน้ำนมโดยใช้หัวกรอคาร์ไบด์รูปลูกแพร์เบอร์ 330 (#330 pear-shaped carbide bur) ร่วมกับเครื่องกรอความเร็วสูงให้ได้ความลึกประมาณ 1.5-2 มิลลิเมตรจากด้านบดเคี้ยว ความกว้างในแนวใกล้แก้ม-ด้านใกล้ลิ้น ประมาณ 2-2.5 มิลลิเมตร และความกว้างของผนังโพรงฟันด้านขอบเหงือก (gingival wall) ประมาณ 1-1.5 มิลลิเมตร ซึ่งขนาดโพรงฟันนี้เป็นขนาดใกล้เคียงกับขนาดโพรงฟันที่ใช้ในงานทันตกรรมสำหรับเด็ก โดยจะทำการเปลี่ยนหัวกรอใหม่เมื่อใช้กรอฟันไปแล้วทั้งหมด 5 ชิ้น

3) **การบูรณะฟันด้วยวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์** แบ่งฟันโดยวิธีการสุ่มออกเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 14 ซี่ ซึ่งแต่ละกลุ่มจะใช้วัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ ดังนี้ กลุ่มที่ 1 คือ Fuji IX GP capsule[®] กลุ่มที่ 2 คือ Ketac[™] Molar Aplicap[™] กลุ่มที่ 3 คือ RIVA SC capsule[®] กลุ่มที่ 4 คือ Fuji IX GP[®] กลุ่มที่ 5 คือ Ketac[™] Molar กลุ่มที่ 6 คือ RIVA SC[®] โดยกลุ่มที่ 1-3 เป็นแบบแคปซูลโดยใช้เครื่องปั้นอะมัลกัม (Ivoclar Vivadent Silamat S5, Lichtenstein) และกลุ่มที่ 4-6 เป็นแบบผสมมือ วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอเมอร์แต่ละชนิดจะทำตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตและบูรณะฟันโดยใช้แถบพลาสติก หากมีวัสดุเกินขอบของโพรงฟันจะกำจัดวัสดุส่วนเกินด้านขอบเหงือกโดยใช้ใบมีด ซึ่งการบูรณะฟันแต่ละโพรงฟันจะใช้วัสดุบูรณะใหม่ทุกโพรงฟัน วัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมือนั้นผู้ผสมวัสดุและผู้ทำการบูรณะฟันจะไม่ทราบว่าเป็นวัสดุชนิดใด โดยผู้วิจัยเตรียมวัสดุให้และแจ้งเวลาในการผสมและเวลาที่ใช้ในการบูรณะ

4) **การควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ (Thermocycling)** โดยนำฟันที่ได้รับการบูรณะแล้วแช่ในน้ำกลั่นและเก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24

ชั่วโมง แล้วนำฟันไปแช่ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ (Thermocycling, SPC20, Yamatake Honeywell, HW B 332R) ซึ่งควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส รอบละ 30 วินาที จำนวน 500 รอบ

5) **การย้อมสีฟัน** นำฟันมาซึบให้แห้งเคลือบผิวฟัน และวัสดุบูรณะฟันด้วยน้ำยาทาเล็บ ยกเว้นรอยต่อของวัสดุบูรณะฟันกับผิวฟันด้านซิดเหงือกจะทาห่างประมาณ 1 มิลลิเมตร จำนวน 2 รอบ จากนั้นนำฟันไปแช่ในสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลูความเข้มข้นร้อยละ 0.5 และเก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 4 ชั่วโมงแล้วล้างออกด้วยน้ำสะอาดและทำให้แห้งทิ้งไว้ 24 ชั่วโมง

6) **การตัดฟัน** ตัดฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางด้วยเครื่องตัดฟันไอโซเมท (Precision saw Model ISOMET™ 1000, Illinois, USA) โดยใช้ความเร็วต่ำ ตัดบริเวณร่องกลางฟันและตัดห่างออกจากร่องกลางฟันออกไปทางด้านใกล้แก้มและใกล้ลิ้นเป็นระยะทางด้านละ 1.5 มิลลิเมตร จะได้ชิ้นตัวอย่างออกมาเป็นชิ้นตัวอย่างทางด้านใกล้แก้มและด้านใกล้ลิ้น จากนั้นทำการสุ่มเลือกด้านใดด้านหนึ่งในการวัดการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม โดยผู้ที่ตัดฟันจะไม่ทราบว่าเป็นฟันชิ้นนั้นได้รับการบูรณะด้วยวัสดุชนิดใด

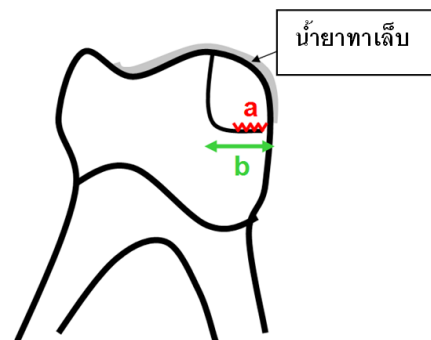
7) **วัดการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม** นำชิ้นตัวอย่างไปวัดการแทรกซึมของสีย้อมเมทิลีนบลูที่ผิวรอยต่อของวัสดุบูรณะฟันกับผิวฟันบริเวณด้านซิดเหงือกด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Nikon Measurescope 20, Yokohama, Japan) กำลังขยาย 30 เท่า โดยแสดงผลด้วยทศนิยมสองตำแหน่ง โดยจะวัดระยะทางการแทรกซึมของสีย้อมเมทิลีนบลูจากผิวฟันบริเวณด้านซิดเหงือก โดยวัดระยะทางหน่วยเป็นมิลลิเมตรทั้งหมดสามครั้ง และนำมาหาค่าเฉลี่ย (a) และวัดระยะทางจากขอบนอกของวัสดุถึงผนังตามแกน (axial wall) ทั้งหมดสามครั้ง และนำมาหาค่าเฉลี่ย (b) จากนั้นนำมาเข้าสู่สูตร ดังนี้ ร้อยละการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม (R) คือ ระยะทางการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมจากขอบ (a) x 100 และหารด้วยระยะทางที่วัดจากขอบนอกของวัสดุถึงผนังตามแกน (b) โดย $R = \frac{a}{b} \times 100$ ดังรูปที่ 1

การตรวจสอบความเที่ยงตรงของผู้วัดการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม โดยทำการสุ่มชิ้นตัวอย่างเพื่อนำมาวัดซ้ำร้อยละ 10 ของการวัดในแต่ละครั้ง โดยผู้วัดจะไม่ทราบว่ากำลังทำการวัดชิ้นตัวอย่างที่ถูกบูรณะด้วยวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดใด จากนั้นนำไปทดสอบค่าความเที่ยงตรงของผู้วัด (intra-examiner reliability) โดยใช้สถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

ภายในชั้น (intraclass correlation coefficient) ได้ค่าความเที่ยงตรงของผู้วัดเท่ากับ 0.9

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

การแสดงผลสถิติพรรณนา แสดงค่ามัธยฐาน ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด และค่าสูงสุด ของการแทรกซึมของสีย้อมเมทิลีนบลูตามขอบของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ เนื่องจากข้อมูลมีการกระจายไม่ปกติ ดังนั้นการศึกษาค้างนี้ จึงวิเคราะห์ค่ามัธยฐานของร้อยละการแทรกซึมของสีย้อมตามขอบของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ระหว่างชนิดแคปซูลและชนิดผสมด้วยมือด้วยสถิติแมนวิทนี ยู (Mann-Whitney U test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ส่วนการวิเคราะห์ค่ามัธยฐานของร้อยละการแทรกซึมของสีย้อมตามขอบของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลจาก 3 ผลิตภัณฑ์และชนิดผสมมือจาก 3 ผลิตภัณฑ์ด้วยสถิติครัสคาล วอลลิส (Kruskal Wallis test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 หลังจากนั้นมีการเปรียบเทียบค่ามัธยฐานทีละคู่ด้วยสถิติแมนวิทนี ยู ที่ระดับนัยสำคัญ 0.0167 โดยปรับค่านัยสำคัญด้วยวิธีบอนเฟอร์โรนี (Bonferroni adjustment)



$$\text{ร้อยละการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม (R)} = \frac{a}{b} \times 100$$

รูปที่ 1 การวัดรอยซึมเล็กน้อยในชิ้นตัวอย่าง

a = ระยะการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมจากขอบของวัสดุอุด

b = ระยะจากขอบของวัสดุถึงผนังตามแกน

R = ร้อยละการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม

Figure 1 Microleakage measurement of the specimen

a = distance of dye penetration from material margin

b = distance from material margin to the axial wall

R = percentage of dye penetration

ผล

การแทรกซึมของสีย้อมตามขอบของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ทั้งหมด 6 ผลิตภัณฑ์ ซึ่งแสดงรายละเอียดส่วนประกอบ

สัดส่วนผงกับน้ำ เวลาในการผสม และเวลาการก่อตัว ดังแสดงในตารางที่ 1 โดยใช้กลุ่มตัวอย่างละ 14 ซี่ รวมกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 84 ซี่

ตารางที่ 1 ส่วนประกอบ สัดส่วนผงต่อน้ำ เวลาที่ใช้ผสม เวลาทำงาน ของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์

Table 1 Composition, power to liquid ratio, mixing time, working time of glass ionomer restorations.

Type of GI	Composition	Power: Liquid Ratio (g/g)	Mixing time (second; s)	Working time (minute; m)
Fuji IX GP capsule®	Powder: Alumino silicate glass, Polyacrylic acid Liquid: Polyacrylic acid, Water	3.6:1	10 s	2 m
Ketac™ Molar Aplicap™	Powder: Aluminium-calcium- lanthanum-fluorisilicate glass, Polycarbonate acid Liquid: Polycarbonic acid, Tartaric acid	3.4:1	10 s	2 m
RIVA SC capsule®	Powder: Fluoro aluminosilicate glass, Polyacrylic acid Liquid: Polyacrylic acid, Tartaric acid	3.2:1	10 s	1 m 40 s
Fuji IX GP®	Powder: Alumino silicate glass, Polyacrylic acid Liquid: Polyacrylic acid, Water	3.6:1	25-30s	2 m
Ketac™ Molar	Powder: Aluminium-calcium- lanthanum-fluorisilicate glass Liquid: Polycarbonic acid, Tartaric acid	3.0:1	30 s	2 m 30 s
RIVA SC®	Powder: Fluoro aluminosilicate glass, Polyacrylic acid Liquid: Polyacrylic acid, Tartaric acid	3.3:1	30 s	2 m

จากการวัดระยะทางการแทรกซึมของสีย้อมเมทิลีนบลู จากขอบของวัสดุบูรณะโดยเทียบกับระยะทางจากขอบนอกของวัสดุถึงผนังตามแกน ด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ โดยวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลพบว่า RIVA SC capsule® เกิดรอยซึมเล็กน้อยที่สุด รองลงมาคือ Ketac™ Molar Aplicap™ ส่วน Fuji IX GP capsule® เกิดรอยซึมเล็กน้อยที่สุด สำหรับวัสดุบูรณะ

กลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมีพบว่า Ketac™ Molar เกิดรอยซึมเล็กน้อยที่สุด รองลงมาคือ RIVA SC® ส่วน Fuji IX GP® เกิดรอยซึมเล็กน้อยที่สุด ดังแสดงรายละเอียดในตารางที่ 2 ส่วนค่ามัธยฐานและการกระจายข้อมูลของการเกิดรอยซึมเล็กน้อยของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ใน 6 กลุ่ม ดังรูปที่ 2

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ามัธยฐาน ค่าต่ำสุด ค่าสูงสุด และช่วงเชื่อมั่นร้อยละ 95 ของการเกิดรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์

Table 2 Mean Standard Deviation Median Minimum Maximum and 95 % CI of microleakage of glass ionomer restorations

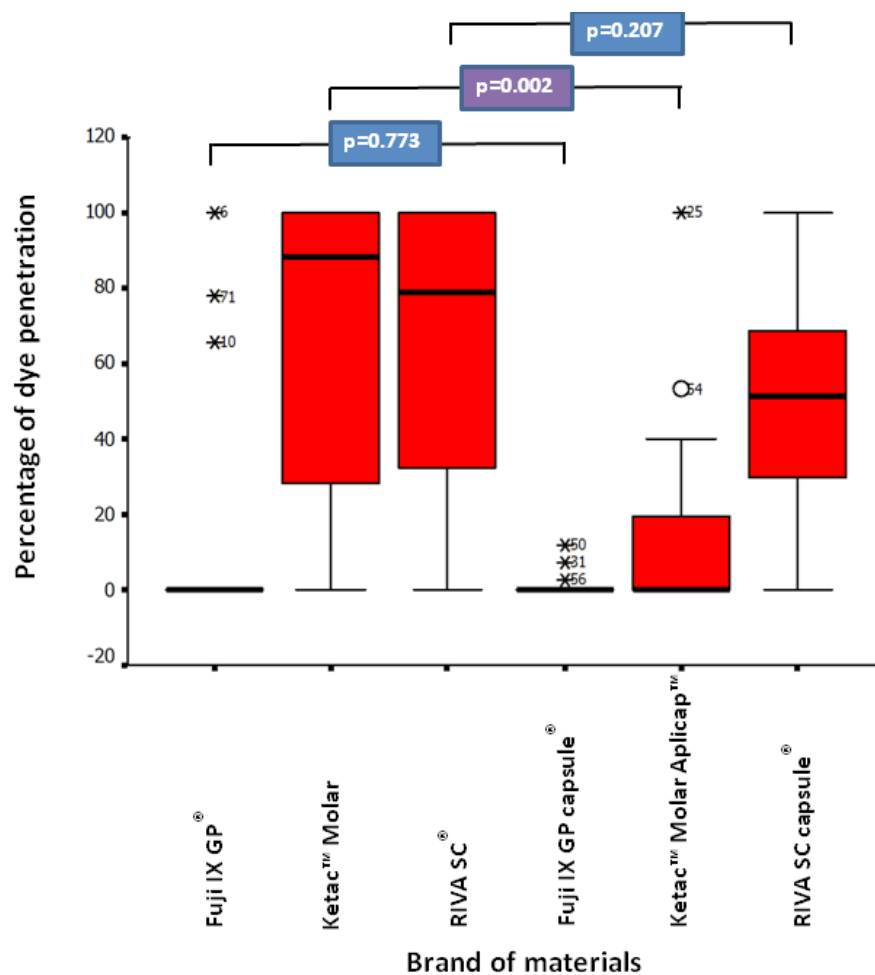
Statistic	Type of Glass ionomer restoration					
	Capsule			Hand-mixed		
	Fuji IX GP capsule®	Ketac™ Molar Aplicap™	RIVA SC capsule®	Fuji IX GP®	Ketac™ Molar	RIVA SC®
Mean	1.57	15.56	49.76	17.40	66.98	66.39
Standard deviation	3.62	29.66	32.33	35.25	40.94	37.96
Median	0.00	0.00	51.09	0.00	88.02	79.01
Minimum	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Maximum	12.01	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
Lower border of 95 % CI	-0.52	-1.56	31.09	-2.95	43.34	44.47
Upper border of 95 % CI	3.66	32.69	68.42	37.75	90.62	88.31

การเปรียบเทียบค่ามัธยฐานรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลและชนิดผสมมือภายในบริษัทเดียวกัน ด้วยสถิติแมนวิทนี ยู ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลเกิดรอยซึมเล็กแตกต่างจากชนิดผสมมือในบริษัทเดียวกัน โดยวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ Ketac™ Molar Aplicap™ เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าของ Ketac™ Molar อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.002$) แต่วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ Fuji IX GP capsule® เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่า Fuji IX GP® อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.773$) และวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ของ RIVA SC capsule® เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่า RIVA SC® อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.207$) ดังรูปที่ 2

การเปรียบเทียบค่ามัธยฐานรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลทั้ง 3 ผลิตภัณฑ์ด้วยสถิติครัสคาล วอลลิสที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่ามีอย่างน้อย 1 คู่ที่มีค่ามัธยฐานต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Chi-square = 17.13, $df = 2, p < 0.001$) จึงทำการเปรียบเทียบแต่ละคู่ด้วยสถิติแมนวิทนี ยู ที่ระดับนัยสำคัญ 0.0167 พบว่าระหว่างวัสดุบูรณะฟันกลาสส์ไอโอโนเมอร์ Fuji IX GP capsule® กับ RIVA SC capsule® และ Ketac™ Molar Aplicap™ กับ RIVA SC capsule® เกิดรอยซึมเล็กแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$, $p = 0.006$ ตามลำดับ) แต่ระหว่างวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์

Fuji IX GP capsule® กับ Ketac™ Molar Aplicap™ เกิดรอยซึมเล็กแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.261$)

การเปรียบเทียบค่ามัธยฐานรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดผสมมือทั้ง 3 ผลิตภัณฑ์ด้วยสถิติครัสคาล วอลลิสที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่ามีอย่างน้อย 1 คู่ที่มีค่ามัธยฐานต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Chi-square = 13.63, $df = 2, p = 0.001$) จึงทำการเปรียบเทียบแต่ละคู่ด้วยสถิติแมนวิทนี ยู ที่ระดับนัยสำคัญ 0.0167 พบว่าระหว่างวัสดุบูรณะฟันกลาสส์ไอโอโนเมอร์ Fuji IX GP® กับ Ketac™ Molar และ Fuji IX GP® กับ RIVA SC® เกิดรอยซึมเล็กแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.002$, $p = 0.001$ ตามลำดับ) แต่ระหว่างวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ Ketac™ Molar กับ RIVA SC® เกิดรอยซึมเล็กแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.941$)



รูปที่ 2 แผนภูมิกล่องแสดงค่ามัธยฐาน ค่าสูงสุด เปอร์เซ็นไทล์ที่ 75 เปอร์เซ็นไทล์ที่ 25 และค่าต่ำสุดของร้อยละการแทรกซึมของสารละลายสีของวัสดุบูรณะกลาสไอโอโนเมอร์ทั้ง 6 กลุ่ม

Figure2 Box plot shows the median, maximum, 75th percentile, 25th percentile and minimum values of percentage of dye penetration of 6 glass ionomer restorative materials.

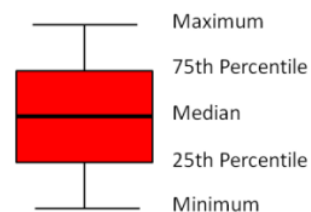
footnote

NS

Non Significant

S

Significant



การประเมินรอยซึมเล็กในทางห้องปฏิบัติการสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การใช้ธาตุกัมมันตรังสี (radioisotopes) การใช้สีย้อม (dyes) การเป่าลม (air pressure) การกระตุ้นนิวตรอน (neutron activation analysis) การวัดการซึมผ่านของแบคทีเรีย (bacterial penetration) การเปลี่ยนแปลงของค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH changes) การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน (scanning electron microscopy)⁷ ในปัจจุบันมีสองวิธีที่นิยมใช้ในการประเมินรอยซึมเล็กคือ การใช้ธาตุกัมมันตรังสี กับการใช้สารละลายสีย้อม ซึ่งคุณสมบัติในการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมไม่แตกต่างจากการใช้ธาตุกัมมันตรังสี แต่จากอันตรายของธาตุกัมมันตรังสีทำให้นิยมใช้สารละลายสีย้อมมากกว่า²⁰ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกใช้สารละลายสีย้อม ในการศึกษานี้เลือกใช้วิธีประเมินรอยซึมเล็ก โดยดูการซึมผ่านของสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลู เนื่องจากขั้นตอนในการเตรียมสารละลายสีย้อมไม่ยุ่งยากและสารละลายสีย้อมไม่เป็นพิษ²⁰ จากหลายการศึกษาที่ผ่านมาเลือกใช้สารละลายสีย้อมเมทิลีนบลูเนื่องจากสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลูมีน้ำเป็นส่วนประกอบ (water-based dye) และสามารถแทรกซึมเข้าไปในวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ได้²² รวมไปถึงโมเลกุลของสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลูมีขนาดเล็กกว่าแบคทีเรีย ซึ่งจะสามารถแทรกซึมผ่านช่องว่างระหว่างวัสดุบูรณะกับโพรงฟันได้^{23,24}

สำหรับการศึกษาการเกิดรอยซึมเล็กนั้นควรมีการเลียนแบบสภาวะในช่องปากด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ²⁵ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิจะทำให้ฟันและวัสดุบูรณะซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวด้วยความร้อนไม่เท่ากัน เกิดการหดตัวและขยายตัวส่งผลให้ฟันระเหิดที่ติดระหว่างฟันและวัสดุบูรณะถูกทำลาย เกิดเป็นช่องว่างบริเวณรอยต่อระหว่างฟันกับวัสดุบูรณะ²² จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบของ Morresi คณะ²⁶ เกี่ยวกับจำนวนรอบที่เหมาะสมในการควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะนั้น พบว่าในรอบ 20 ปีที่ผ่านมาได้มีการใช้หลากหลาย โดยสรุปพบว่าผู้ทำวิจัยจะใช้มากอยู่ 2 ระบบคือตาม ISO/TS 11405²⁷ และ ตามของ Gale และ Dravell²⁸ โดยผู้วิจัยเลือกตามความสะดวกของผู้ทำวิจัยนั้น ๆ ส่วนการศึกษาของ Pazinato และคณะ เกี่ยวกับการเกิดรอยซึมเล็กตามขอบเมื่อใช้จำนวนรอบของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะที่แตกต่างกัน โดยผลการศึกษาพบว่าไม่ว่าจะใช้จำนวนรอบของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อน

เย็นเป็นจังหวะ เท่ากับ 500 1000 2500 หรือ 5000 รอบ ก็ให้ผลของรอยซึมเล็กตามขอบแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ²⁹ รวมไปถึงเกณฑ์ของ ISO/TS 11405 กำหนดจำนวนรอบของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะ เท่ากับ 500 รอบ²⁷ ดังนั้นการศึกษารังนี้จึงนำฟันไปแช่ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะจำนวน 500 รอบ เพื่อจำลองสภาวะอุณหภูมิร้อนเย็นในช่องปาก

การศึกษานี้จะเปรียบเทียบรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลและชนิดผสมมือ โดยวิธีการที่ใช้แบบแคปซูลนั้นจะใช้หลอดฉีดยาวัสดุเข้าไปในโพรงฟัน หลังจากนั้นทำให้วัสดุแนบกับโพรงฟันด้วยเครื่องมือรีดแนบหัวกลม (ball burnisher) ส่วนวิธีการผสมมือนั้นผู้วิจัยเลือกใช้เครื่องมือพลาสติก (plastic instrument) นำวัสดุเข้าไปในโพรงฟัน และใช้เครื่องมือรีดแนบหัวกลมทำให้วัสดุแนบกับโพรงฟัน ซึ่งผู้วิจัยเลือกการใช้วิธีดังกล่าว เนื่องจากคำนึงถึงอุปกรณ์ที่ใช้จริงในทางคลินิก ไม่ซื้ออุปกรณ์เสริม ซึ่งหากผลการวิจัยไม่แตกต่าง อาจจะเป็นทางเลือกหนึ่งในการใช้โดยไม่ต้องใช้แบบแคปซูลที่มีราคาแพงกว่าและต้องมีอุปกรณ์เสริม เช่น หลอดฉีดยา หรือหัวฉีด (syringe) แต่ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในการผสมมือนอกเหนือจากแบบแคปซูล ดังนั้นควรทำการศึกษาวิจัยเพิ่มเติมทั้งวิธีการที่ผสมมือทั้งแบบที่ใช้ปกติกับแบบที่ใช้หลอดฉีดยาร่วมด้วย

การศึกษารังนี้เมื่อเปรียบเทียบรอยซึมเล็กของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ในผลิตภัณฑ์เดียวกัน พบว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลเกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าชนิดผสมมืออย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.773$) ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับของ Ferreira และคณะในปี ค.ศ. 2007¹³ ที่พบว่าวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลรอยซึมเล็กน้อยกว่าชนิดผสมมืออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.007$) อาจเกิดเนื่องจากในการศึกษานี้ผู้ทำวิจัยได้ทำการวัดการแทรกซึมของสีย้อมเป็นระยะทางในหน่วยมิลลิเมตร (อัตราส่วนสเกล) ซึ่งเป็นระยะทางการแทรกซึมที่แท้จริงซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Ferreira และคณะที่วัดการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมโดยกำหนดเป็นช่วงของระยะทางการแทรกซึมของสีย้อม (อันดับสเกล) ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการวัดโดยใช้อัตราส่วนสเกลนั้นเป็นข้อมูลที่สามารถเปรียบเทียบในเชิงอัตราส่วนได้ สามารถแบ่งเป็นช่วงได้เท่า ๆ กัน ส่วนข้อมูลที่ได้จากการวัดโดยใช้อันดับสเกลนั้น ช่วงระหว่างอันดับต่าง ๆ มักจะไม่เท่ากัน และในช่วงระดับคะแนนหนึ่ง ๆ นั้นสามารถเป็นตัวแทนของตัวเลขได้หลายค่า

เมื่อเปรียบเทียบอัตราการเกิดรอยซึมเล็กในวัสดุบูรณะ

กลาสส์ไอโอโนเมอร์ พบว่าการที่วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ ชนิดแคปซูลเกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ ชนิดผสมมือ อาจเป็นผลมาจากอัตราส่วนระหว่างส่วนผงกับส่วนเหลวของวัสดุ ซึ่งวัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลบริษัทจะมีการเตรียมอัตราส่วนของส่วนผงและส่วนเหลวที่กำหนดและเวลาผสมที่เป็นมาตรฐาน¹⁷ เมื่อมีอัตราส่วนระหว่างส่วนผงกับส่วนเหลวถูกต้องตามคำแนะนำของบริษัท วัสดุที่ผสมออกมาจะมีคุณสมบัติที่ดี^{7,14-16}

ในการศึกษานี้ทำการวัดระยะทางการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมเมทิลีนบลู โดยวัดออกมาเป็นหน่วยมิลลิเมตร และวัดระยะทางจากขอบนอกของวัสดุถึงผนังตามแกนหน่วยเป็นมิลลิเมตรเช่นกัน และนำข้อมูลดังกล่าวมาคิดเป็นร้อยละของระยะทางการแทรกซึมของสารละลายสีย้อม เนื่องจากพื้นที่นำมาใช้ในการศึกษานี้เป็นฟันกรามน้ำนม ซึ่งมีได้ทั้งฟันกรามน้ำนมซี่ที่หนึ่งและสอง โดยมีได้ทั้งฟันบนและฟันล่าง ทำให้มีความแตกต่างกันในด้านลักษณะทางกายวิภาค รวมทั้งโพรงฟันที่ทำการเตรียมก็ไม่สามารถเตรียมให้มีความกว้างของผนังโพรงฟันด้านขอบเหงือกมีขนาดเท่ากันได้ในทุก ๆ โพรงฟัน ผู้วิจัยจึงไม่สามารถนำระยะทางการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมที่มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรมาเปรียบเทียบกันได้ ดังนั้นข้อมูลที่ได้อาจจำเป็นต้องทำเป็นอัตราส่วนการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมซึ่งคล้ายคลึงกับการศึกษาของ Xie และคณะในปีค.ศ. 2008²² แต่แตกต่างจากการศึกษาของ Ferreira และคณะในปีค.ศ. 2007¹³ และการศึกษาของ Lott และคณะในปีค.ศ. 2006²⁰ ที่ทำการวัดระยะทางการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมออกมาเป็นระดับคะแนน

การเลือกใช้วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลกับชนิดผสมมือในงานทันตกรรมสำหรับเด็ก จากงานวิจัยจะเห็นได้ว่าวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูลมีอัตราการแทรกซึมของสารละลายสีย้อมที่น้อยกว่าชนิดผสมมือ เวลาที่ใช้ในการทำงานน้อยกว่า ซึ่งอาจจะเหมาะสมในงานทันตกรรมสำหรับเด็กในแง่ความรวดเร็ว แต่อีกประเด็นหนึ่งที่ทันตแพทย์ควรพิจารณาประกอบการตัดสินใจคือในเรื่องราคาของวัสดุด้วย

การศึกษานี้มีข้อจำกัดเรื่องงบประมาณ ทำให้ไม่สามารถเลือกใช้วัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ที่มีจำหน่ายทั้งหมดได้ จึงเลือกวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์เพียง 6 ผลิตภัณฑ์ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย นอกจากนี้ยังทำให้ไม่สามารถศึกษาคุณสมบัติของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ได้ครบทุกคุณสมบัติ เช่น การทดสอบความทนแรงดึงระดับจุลภาค (microtensile strength) การทดสอบความทนแรงอัด การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการซึ่งไม่สามารถสะท้อน

ตัวแปรทั้งหมดที่มีในช่องปากของผู้ป่วย ไม่สามารถเลียนแบบสภาวะที่เกิดในช่องปากได้ทั้งหมด ดังนั้นในอนาคตควรมีการศึกษาเกี่ยวกับการเกิดรอยซึมเล็กน้อยของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ทางคลินิกเพิ่มเติม นอกจากนี้ยังควรมีการศึกษาคุณสมบัติอื่นเพิ่มเติมเช่นกัน เนื่องจากการทดสอบรอยซึมเล็กน้อยได้เป็นปัจจัยสำคัญเพียงอย่างเดียวในการเลือกใช้วัสดุ ยังมีปัจจัยอื่นที่ต้องพิจารณาไปด้วย เพื่อช่วยเป็นแนวทางในการตัดสินใจของทันตแพทย์ต่อการเลือกใช้วัสดุบูรณะได้อย่างเหมาะสม

บทสรุป

การเปรียบเทียบรอยซึมเล็กน้อยในการบูรณะฟันชนิดคลาสสิกของวัสดุบูรณะกลาสส์ไอโอโนเมอร์ชนิดแคปซูล Ketac™ Molar Aplicap™ เกิดรอยซึมเล็กน้อยกว่าชนิดผสมมือ Ketac™ Molar

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่ห้องวิจัยและให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย “ทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเงินอุดหนุนการเรียนการสอน วิชาโครงการวิจัยทางทันตกรรม ของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น” ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่คลินิกทันตกรรมสำหรับเด็ก คลินิกศัลยศาสตร์ช่องปาก และกระดุกขาการไกร คลินิกทันตกรรมจัดฟัน และหน่วยจ่ายกลาง คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์และสถานที่ในการทำงานวิจัย ผู้วิจัยไม่มีผลประโยชน์ทับซ้อน (conflict of interest)

1. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 2007;23:343-62.
2. Hickel R, Voss A. A comparison of glass cermet cement and amalgam restorations in primary molars. *ASDC J Dent Child* 1990;57:184-8.
3. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24:423-9.
4. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent* 1995;74:575-85.
5. Tay FR, Pang KM, Gwinnett AJ, Wei SH. A method for microleakage evaluation along the dentin/restorative interface. *Am J Dent* 1995;8:105-8.
6. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001;29:123-30.
7. Morabito A, Defabianis P. The marginal seal of various restorative materials in primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 1997;22:51-4.
8. Donly KJ, Segura A, Kanellis M, Erickson RL. Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc* 1999;130:1459-66.
9. Fleming GJ, Marquis PM, Shortall AC. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strengths of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Dent Mater* 1999;15:87-97.
10. Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. Variation in powder/liquid ratio of a restorative glass-ionomer cement used in dental practice. *Br Dent J* 1990;169:164-7.
11. Fleming GJ, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials* 2003;24:4173-9.
12. Dowling AH, Fleming GJ. Is encapsulation of posterior glass-ionomer restoratives the solution to clinically induced variability introduced on mixing? *Dent Mater* 2008;24:957-66.
13. Ferreira Fde M, do Vale MP, Jansen WC, Paiva SM, Pordeus IA. Effect of mixing process on microleakage of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment on primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 2007;31:251-6.
14. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J Dent* 2001;29:205-10.
15. Mitchell CA, Orr JF, Russell MD. Capsulated versus hand-mixed glass-ionomer luting cements for post retention. *J Dent* 1998;26:47-51.
16. Kilpatrick NM, McCabe JF, Murray JJ. Factors that influence the setting characteristics of encapsulated glass ionomer cements. *J Dent* 1994;22:182-7.
17. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent* 2009;37:133-40.
18. Verbeeck RM, de Moor RJ, Van Even DF, Martens LC. The short-term fluoride release of a hand-mixed vs. capsulated system of a restorative glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1993;72:577-81.
19. Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials* 1997;18:1127-31.
20. Lott JR, Fitchie JG, Creasy MO, Puckett AD Jr. Microleakage of three conventional glass ionomers using 45Ca and methylene blue. *Gen Dent* 2007;55:15-8.
21. Lenth RV. Statistical power calculations. *J Anim Sci* 2007;85(13 Suppl):E24-9.
22. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J* 2008;53:325-31.
23. Yavuz I, Aydin, H. New method for measurement of surface areas of microleakage at the primary teeth by biomolecule characteristics of methylene blue.

Biotechnol Biotechnol Equip 2005;19:181-87.

24. Arcoria CJ, Vitasek BA, DeWald JP, Wagner MJ. Microleakage in restorations with glass ionomer liners after thermocycling. *J Dent* 1990;18:107-12.

25. Chan MF, Glyn Jones JC. Significance of thermal cycling in microleakage analysis of root restorations. *J Dent* 1994;22:292-5.

26. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, *et al.* Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;29:295-308.

27. International organization for standardization. [monograph on website] ISO/TS 11405. Dental materials -Testing of adhesion to tooth structure 2003. [update 2012 August 1; cited 2013 Jul 11] Available from: HYPERLINK http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=31486

28. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.

29. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:337-41.

การกระจายความเค้นในคลองรากฟันรูปอักษรซีเมื่อมีการบูรณะแบบต่าง ๆ ด้วย ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ

Stress Distribution in C-shaped Root Canals with Various Restorations : 3D Finite Element Analysis

ณัฐฐา ภูณโณโสภณ¹, จารума ศักดิ์ดี¹, เทียนสิริ เหลืองวิไล² และ ชินาลัย ปิยะชน¹

Nutta Pinyosopon¹, Jaruma Sakdee¹, Thiansiri Luangwilai² and Chinalai Piyachon¹

¹ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพฯ

¹Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok

²ภาควิชาคณิตศาสตร์ กองวิชาคณิตศาสตร์และคอมพิวเตอร์ โรงเรียนนายเรืออากาศ กรุงเทพฯ

²Department of Mathematics, Division of Mathematics and Computer Science, Royal Thai Air Force Academy, Bangkok

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นภายในคลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางเป็นรูปอักษรซีเมื่อได้รับการบูรณะแบบต่าง ๆ ด้วยการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยนำฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ที่ถูกถอนของมนุษย์ศึกษาโครงสร้างภายในด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตร เพื่อสร้างแบบจำลอง 3 มิติ จำนวน 10 แบบจำลอง คือ ฟันปกติ ฟันที่บูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิต ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนหน้าตัดกลมจำนวน 1 และ 2 อัน ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้วหน้าตัดกลมจำนวน 1 และ 2 อัน ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมจำนวน 1 และ 2 อัน ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรีจำนวน 1 และ 2 อัน วิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์แอนซิส โดยให้แรงขนาด 45 นิวตัน บริเวณด้านบดเคี้ยวด้วยหัวกดทรงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร พบว่าการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตทำให้เกิดการสะสมของความเค้นเป็นปริมาณสูงที่สุด โดยมากกว่าฟันปกติ เดือยฟันเส้นใยหน้าตัดกลมมีการสะสมความเค้นน้อยกว่าเดือยฟันหน้าตัดวงรี และการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยจำนวน 2 อัน มีการสะสมความเค้นใกล้เคียงกับฟันปกติและน้อยกว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยจำนวน 1 อัน การบูรณะทุกแบบมีรูปแบบการกระจายความเค้นสะสมที่บริเวณคอฟันมากที่สุดโดยเฉพาะด้านใกล้แก้ม ภายใต้สภาวะของการศึกษานี้สรุปได้ว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้วหรือเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมจำนวน 2 อัน มีปริมาณของความเค้นที่เกิดขึ้นต่ำกว่าการบูรณะแบบอื่น ๆ

คำสำคัญ: คลองรากฟันรูปอักษรซี, เดือยฟันเส้นใย, ไฟไนต์เอลิเมนต์

Abstract

The aim of this study was to investigate the stress distribution in C-shaped root canal restored with various restorations by 3D finite element analysis. Extracted permanent mandibular second molar was evaluated by micro-computed tomography. Ten 3-dimensional finite element analysis models were created and

adapted by using the ANSYS computer software: normal tooth, tooth restored with resin composite, tooth restored with 1 and 2 carbon fiber posts, tooth restored with 1 and 2 glass fiber posts, tooth restored with 1 and 2 quartz fiber posts, tooth restored with 1 and 2 oval fiber posts. A 45-N load was applied using a 6-mm diameter of sphere on the occlusal surface. A tooth restored with resin composite core showed the highest amount of stress concentration which was higher than that of the normal tooth. Stress concentration of teeth restored with circular fiber posts was lower than that of those restored with oval fiber posts. The amount of stress in the teeth restored with 2-fiber posts were approximate to normal tooth and lower than that of those restored with 1-fiber post. Various restorations exhibited the high stress concentration at cervical area, especially on the buccal aspect. Under the condition of this study, it was concluded that C-shaped root canal teeth restored with two glass fiber posts or two quartz fiber posts showed low stress concentrations when compared to the other types of restorations.

Keywords: C-shaped root canal, Fiber post, Finite element analysis

Received Date:

Accepted Date:

doi:

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ชินาลัย ปิยะชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-6495212, 081-5506043

อีเมล: piyach@hotmail.com

Correspondence to:

Chinalai Piyachon Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Wattana, Bangkok 10110 Thailand. Tel: 02-6495212, 081-5506043

Email: piyach@hotmail.com

การบูรณะฟันที่เหมาะสมส่งผลต่อการคงอยู่ของฟันจากการศึกษาของ Vire¹ พบว่าฟันที่ถูกถอนภายหลังจากการรักษาคลองรากฟันร้อยละ 59.4 เกิดจากความล้มเหลวในการบูรณะ ทำให้ฟันมีการแตกหัก ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมักมีการสูญเสียเนื้อฟันค่อนข้างมากจึงจำเป็นต้องมีการใส่เดือยฟันและสร้างแกนฟันเพื่อให้ครอบฟันสามารถยึดติดได้

ปัจจุบันมีเดือยฟันหลายชนิด โดยเดือยฟันเสริมเส้นใย (fiber-reinforced posts) เป็นชนิดที่ได้รับความนิยมได้แก่ เดือยฟันเส้นใยคาร์บอน เดือยฟันเส้นใยแก้วและเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ ซึ่งมีข้อดีคือ มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟันและเมื่อใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์ พบว่าเกิดการกระจายแรงภายในรากฟันได้ดี ช่วยลดการแตกหักของรากฟันได้² นอกจากนี้ได้มีการพัฒนาเดือยฟันไฟเบอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงรี ช่วยลดการกรอเตรียมคลองรากฟันที่มีรูปร่างหน้าตัดวงรี และลดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์³ อีกทั้งได้มีการศึกษาของ Newman และคณะ⁴ พบความสัมพันธ์ระหว่างสัดส่วนของไฟเบอร์ต่อเรซินมีลักษณะแปรผันตรงกับค่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน ดังนั้นการใช้เดือยฟันที่มีขนาดพอดีกับคลองรากฟันจะลดปริมาณของซีเมนต์และช่วยเพิ่มค่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน

นอกจากชนิดและรูปร่างของเดือยฟันที่ส่งผลต่อการกระจายแรง มีการศึกษาพบว่าลักษณะรูปร่างภายนอกของรากฟัน ลักษณะรูปร่างภายในคลองรากฟันและความหนาของเนื้อฟัน ส่งผลต่อตำแหน่งและทิศทางการแตกของรากฟันได้⁵ คลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางเป็นรูปอักษรซีเป็นระบบคลองรากฟันที่มีความซับซ้อน ซึ่งพบได้ร้อยละ 2.7 - 8 ของฟันกรามล่าง พบมากในประชากรชาวเอเชีย และพบมากที่สุดในพื้นที่ฟันกรามล่างซี่ที่ 2⁶ จากการศึกษาในประชากรไทย⁷ พบว่ามีอุบัติการณ์ของฟันที่มีภาพตัดขวางคลองรากฟันเป็นรูปอักษรซีในฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ร้อยละ 10 และในฟันกรามล่างซี่ที่ 3 ร้อยละ 11 นอกจากนี้การศึกษาของ Chai และ Thong⁸ พบว่าผนังของคลองรากฟันที่เป็นรูปอักษรซีบริเวณที่บางที่สุดมีความหนาเฉลี่ย 0.58 ± 0.21 มิลลิเมตร ที่บริเวณด้านลิ้น และ 0.96 ± 0.26 มิลลิเมตร ที่บริเวณด้านแก้ม ดังนั้นการบูรณะด้วยเดือยฟันในฟันที่มีคลองรากฟันเป็นรูปอักษรซี จึงมีความยากทั้งด้านความซับซ้อนของระบบคลองรากฟันและความบางของผนังคลองรากฟันจากการศึกษาที่ผ่านมา^{9,10} พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเสริมเส้นใยสามารถกระจายความเค้นได้ดีกว่าเดือยฟันโลหะ

เหล็ก และการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตมีการกระจายความเค้นที่ใกล้เคียงกับเดือยฟันเสริมเส้นใย นอกจากนี้การศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของ Piyachon และคณะ¹¹ ถึงรูปแบบการกระจายความเค้นในแบบจำลองคลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางรูปอักษรซี เมื่อได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันสำเร็จรูป พบว่าเดือยฟันเส้นใยแก้วมีความเค้นสะสมในเดือยฟันและในเนื้อฟันบริเวณปลายรากฟันเป็นปริมาณน้อยกว่าเดือยฟันโลหะไทเทเนียมและเดือยฟันเส้นใยคาร์บอน แต่ในการศึกษาดังกล่าวทำการศึกษาในแบบจำลองคลองรากฟันที่สร้างภาพขึ้นจากรูปทรงเรขาคณิต โดยไม่มีอวัยวะปริทัศน์ล้อมรอบรากฟันจนถึงปัจจุบันยังไม่มีการศึกษาเกี่ยวกับการบูรณะฟันด้วยเดือยฟันชนิดต่าง ๆ ที่มีรูปร่างแตกต่างกันและมีจำนวนที่แตกต่างกันในฟันที่มีรากฟันเป็นรูปอักษรซีที่สร้างแบบจำลองจากภาพ 3 มิติของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตร จึงเป็นที่มาของการศึกษานี้ เพื่อศึกษาถึงรูปแบบของการกระจายความเค้นภายในคลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางเป็นรูปอักษรซี เมื่อมีการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตและการบูรณะด้วยเดือยฟันสำเร็จรูปที่มีชนิดของเส้นใย รูปร่างหน้าตัดและจำนวนของเดือยฟันที่ต่างกัน โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

โครงการวิจัยนี้ได้ผ่านการพิจารณาข้อเสนอโครงการวิจัยเกี่ยวกับมนุษย์จากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในการทำวิจัยคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒแล้ว

กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างเป็นฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ของมนุษย์ที่ถูกถอน นำมาศึกษาโครงสร้างรายละเอียดภายในด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตรโดยใช้เครื่องสกายสแกน (Sky-Scan 1173, Bruker microCT, Belgium) ซึ่งแสดงข้อมูลเป็นภาพ 3 มิติ จากนั้นทำการคัดเลือกฟันที่มีภาพตัดขวางบริเวณรากฟันส่วนต้นเป็นคลองรากฟันโค้งต่อเนื่องเป็นรูปอักษรซีโดยไม่มีการแยกของคลองรากฟัน และมีลักษณะคลองรากฟันในภาพรังสีเป็นแบบที่ 1 ตามการจัดจำแนกของ Fan และคณะ¹² คือ มีการแยกของคลองรากฟันที่บริเวณกึ่งกลางของรากฟัน ซึ่งจัดเป็นลักษณะที่สามารถพบได้บ่อย

การสร้างแบบจำลอง

นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีสกุลของภาพเป็นเอสทีแอลไปเข้าโปรแกรมโซลิดเวิร์คส์ (SolidWorks2016, Dassault Systèmes, France) เพื่อสร้างแบบจำลอง 3 มิติ โดยฟันจะฝังอยู่ในกระดูกเนื้อแน่นและกระดูกเนื้อโปร่งที่ระดับต่ำกว่าบริเวณรอยต่อระหว่างเคลือบฟันกับเคลือบรากฟันเป็นระยะทาง 2 มิลลิเมตรและมีเอ็นยึดปริทันต์ที่มีความหนา 200 ไมโครเมตร⁹ คลองรากฟันมีขนาดเท่ากับการขยายคลองรากฟันด้วยไฟล์โปรเทเปอร์ยูนิเวอร์แซล (Protaper Universal, Dentsply Maillefer, Switzerland) ขนาด F2 และมีวัสดุอุดคลองรากฟันกัตตาเปอร์ชาอยู่บริเวณปลายราก 4 มิลลิเมตร ประกอบด้วย 10 แบบจำลอง คือ ฟันปกติ ฟันที่บูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิต ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอน 1 และ 2 อัน ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้ว 1 และ 2 อัน ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ 1 และ 2 อัน และฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยหน้าตัดวงรี 1 และ 2 อัน

เดือยฟันเส้นใยคาร์บอน เดือยฟันเส้นใยแก้ว และเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนปลาย 0.6 มิลลิเมตร รูปทรงกรวยมีความฝอยร้อยละ 6 และเดือยฟันเส้นใยหน้าตัดวงรี (ELLIPSON™ POST,RTD/Satelec, Merigcac, France) มีชนิดของเส้นใยเป็นเส้นใยควอตซ์ มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนปลาย 0.6 มิลลิเมตร มีความกว้าง

และความหนา 1.8 และ 1.1 มิลลิเมตร ตามลำดับ ใช้พานาเวีย (PANAVIA™, Kuraray, Japan) เป็นเรซินซีเมนต์ในการยึดติดเดือยฟัน โดยมีการยึดติดอย่างสมบูรณ์ระหว่างเรซินซีเมนต์กับเดือยฟัน และเนื้อฟัน บูรณะในส่วนตัวฟันด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตและครอบฟันโลหะทอง (Gold crown) กำหนดให้เรซินซีเมนต์ (Variolink®II+Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ระหว่างครอบฟันและแกนฟันมีความหนา 200 ไมโครเมตร³ จากนั้นนำแบบจำลองมาวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์แอนาลิส (ANSYS ver 17; ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) กำหนดค่าของวัสดุที่มีสมบัติเป็นไอโซโทรปิก (ตารางที่ 1) และออร์โธโทรปิก (ตารางที่ 2) ตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองด้วยการทดสอบคอนเวอร์เจนซ์ โดยกำหนดให้มีค่าไม่เกินร้อยละ 6¹³ เอลิเมนต์ที่ใช้มีรูปร่างเป็นปิรามิดฐานสามเหลี่ยม (tetrahedral) แต่ละแบบจำลองมีจำนวนของเอลิเมนต์ที่แตกต่างกันไป โดยมีจำนวนของเอลิเมนต์มากที่สุด 956,111 เอลิเมนต์และมีจุดต่อมากที่สุด 1,400,913 จุด และใช้แอดวานซ์ฟังก์ชันเคอฟเวเจอร์ (advanced function curvature) มุม 30 องศา ทำการศึกษาโดยการให้แรงขนาด 45 นิวตัน¹⁴ บริเวณด้านบดเคี้ยวด้วยหัวกดทรงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร ในทิศทางทำมุม 45 องศากับพื้นเอียง (inclined plane) ของปุ่มฟันใกล้กลางใกล้แก้ม พื้นเอียงของปุ่มฟันใกล้กลางใกล้แก้มและพื้นเอียงของปุ่มฟันใกล้กลางใกล้

ตารางที่ 1 ค่ามอดูลัสของยัง และค่าอัตราส่วนของปัวซองของวัสดุที่มีสมบัติเป็นไอโซโทรปิก

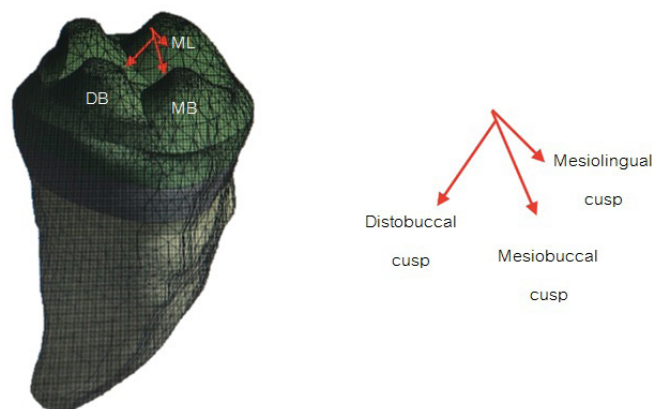
Table 1 Mechanical properties of isotropic materials.

Materials	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	References
Dentine	18.6	0.31	(10,16)
Compact bone	13.7	0.3	(3,10)
Cancellous bone	1.37	0.3	(3,10)
Periodontal ligament	0.0689	0.45	(10)
Gold crown	70	0.3	(17)
Variolink II + Heliobond	7.6	0.3	(16)
Panavia	18.6	0.28	(17)
Guttapercha	0.00069	0.45	(3,16)
Resin composite	16.6	0.24	(10)

ตารางที่ 2 ค่ามอดุลัสของยัง (E) ค่าอัตราส่วนของปัวซอง (V) และค่ามอดุลัสของแรงเฉือน (G) ของวัสดุที่มีสมบัติเป็นออร์โททรอปิก^{17,18}

Table 2 Mechanical properties of orthotropic materials.

Mechanical properties	Carbon fiber post	Glass fiber post	Quartz fiber post
Ex (GPa)	118	37	48.2
Ey (GPa)	7.20	9.5	8.2
Ez (GPa)	7.20	9.5	8.2
Vxy	0.27	0.27	0.32
Vxz	0.34	0.34	0.4
Vyz	0.27	0.27	0.32
Gxy (GPa)	2.80	3.10	3.0
Gxz (GPa)	2.70	3.50	1.3
Gyz (GPa)	2.80	3.10	3.0



รูปที่ 1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงตำแหน่งทิศทางของแรงที่กดลงบนบริเวณด้านบดเคี้ยว (DB คือ ปุ่มฟันไกลกลางใกล้แก้ม MB คือ ปุ่มฟันใกล้กลางใกล้แก้ม และ ML คือ ปุ่มฟันใกล้กลางใกล้ลิ้น)

Figure 1 Finite element analysis model and loading conditions (DB: Distobuccal cusp, MB: Mesiobuccal cusp and ML: Mesiolingual cusp).

ผล

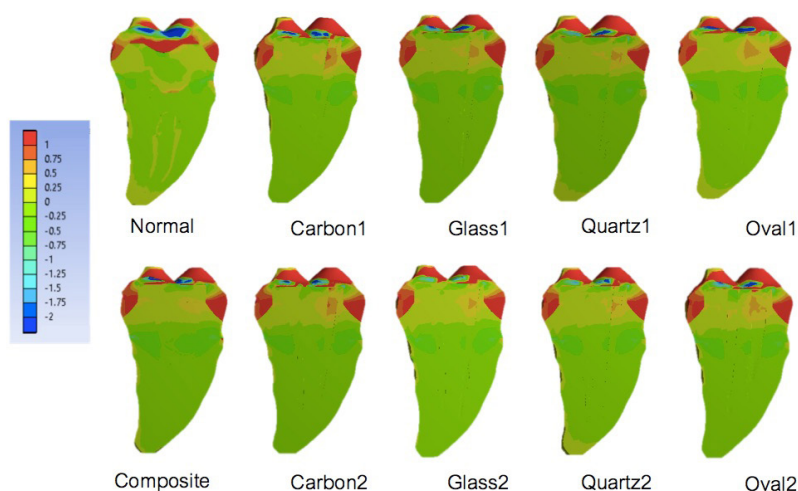
เมื่อพิจารณาความเค้นหลักสูงสุด (Maximum principal stress) พบว่าฟันปกติและการบูรณะแบบต่าง ๆ เกิดการสะสมของความเค้นหลักสูงสุดเป็นปริมาณที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าความเค้นสูงสุดอยู่ในช่วง 10.78 – 14.72 เมกกะปาสกาล และความเค้นอัดสูงสุดอยู่ในช่วง 8.56 – 12.79 เมกกะปาสกาล

จากภาพตัดตามแนวยาวในแนวใกล้กลางไกลกลาง แสดงรูปแบบการกระจายของความเค้นหลักสูงสุดของฟัน

ปกติและฟันที่ได้รับการบูรณะแบบต่าง ๆ (รูปที่ 2) พบว่าการบูรณะแบบต่าง ๆ มีรูปแบบการกระจายความเค้นที่คล้ายคลึงกัน โดยมีการสะสมความเค้นอัดเป็นปริมาณมากบริเวณคอฟัน และเกิดความเค้นดึงขึ้นภายในเดือยฟัน การบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตเกิดการสะสมของความเค้นอัดในรากฟันบริเวณใกล้คอฟันมากกว่าการบูรณะด้วยเดือยฟัน เส้นใยชนิดต่าง ๆ ส่วนรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมของความเค้นหลักสูงสุดในเดือยฟันพบว่าเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนมีความเค้นดึงที่เกิดขึ้นภายในเดือยฟันมากที่สุด

เดือยฟันเส้นใยแก้วและเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมมีความเค้นดิ่งที่เกิดขึ้นภายในเดือยฟันน้อยที่สุดและใกล้เคียงกัน

นอกจากนี้พบว่าความเค้นดิ่งที่สะสมอยู่ภายในเดือยฟันลดลงเมื่อมีการบูรณะด้วยเดือยฟันจำนวน 2 อัน

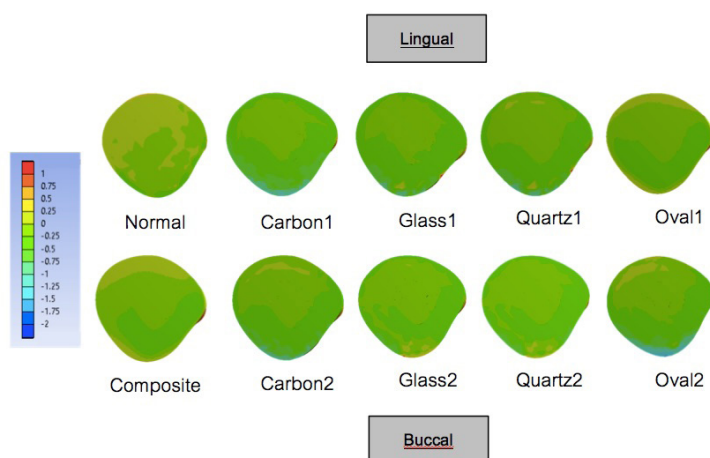


รูปที่ 2 ภาพตัดตามแนวยาวในแนวใกล้กลางไกลกลางแสดงรูปแบบการกระจายความเค้นหลักสูงสุด

Figure 2 Stress distribution by maximum principal stress (MPa) in longitudinal sections.

ภาพตัดขวางบริเวณคอฟันแสดงรูปแบบการกระจายความเค้นหลักสูงสุด (รูปที่ 3) พบว่าทั้งฟันปกติและการบูรณะแบบต่าง ๆ มีรูปแบบการกระจายความเค้นหลักสูงสุดคล้ายคลึงกัน คือ มีความเค้นอัดภายในรากฟันบริเวณคอฟันด้านแก้มมากกว่าบริเวณอื่น ๆ มีระดับความเค้นอัดลดลงบริเวณกึ่งกลางรากฟัน และไล่ระดับเป็นความเค้นดิ่งบริเวณรากฟันด้านลิ้น โดยฟันปกติและฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตมีความเค้นดิ่งกระจายเป็นบริเวณกว้างทางด้านลิ้นมากกว่าการ

บูรณะแบบอื่น ส่วนการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแบบต่าง ๆ พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรีมีการสะสมความเค้นอัดทางด้านแก้มมากกว่าเดือยฟันชนิดอื่น ส่วนเดือยฟันเส้นใยแก้วและเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมมีการสะสมความเค้นอัดใกล้เคียงกัน แต่น้อยกว่าเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนและเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรี

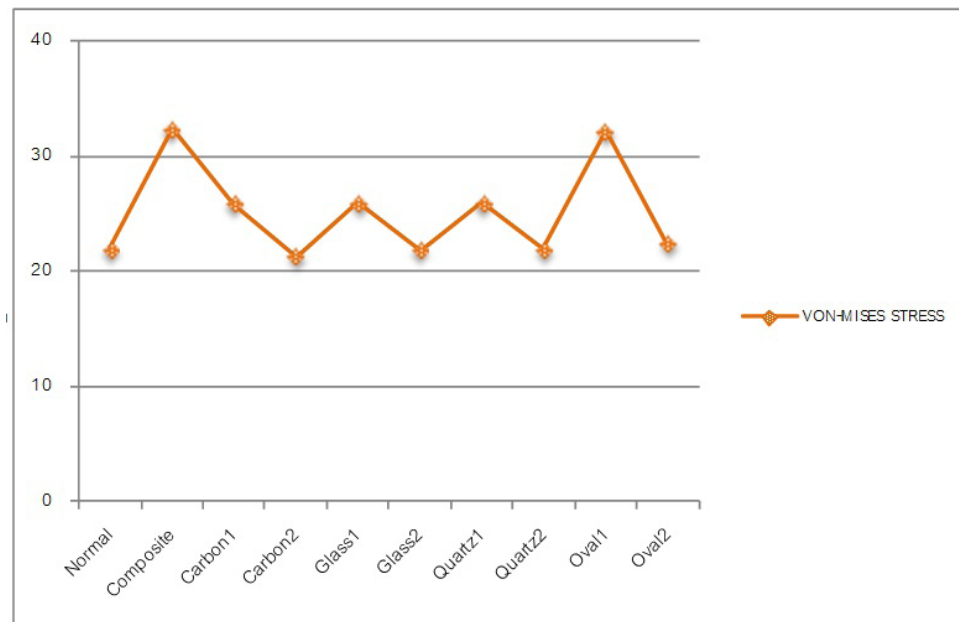


รูปที่ 3 ภาพตัดตามขวางแสดงการกระจายความเค้นหลักสูงสุด

Figure 3 Stress distribution by maximum principal stress (MPa) in cross-sections.

เมื่อพิจารณาถึงความเค้นผสมรวม (von-Mises stress) (รูปที่ 4) พบว่าการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตและการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรีจำนวน 1 อัน เกิดการสะสมความเค้นผสมรวมใกล้เคียงกันและมากที่สุด รองลงมาคือการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอน เดือยฟันเส้นใยแก้วและ

เดือยฟันเส้นใยในควอตซ์หน้าตัดกลมจำนวน 1 อัน ซึ่งทั้ง 3 แบบมีปริมาณความเค้นผสมรวมใกล้เคียงกัน การบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยจำนวน 2 อัน ทุกชนิดมีการสะสมความเค้นผสมรวมน้อยที่สุดในปริมาณใกล้เคียงกันและใกล้เคียงกับฟันปกติ

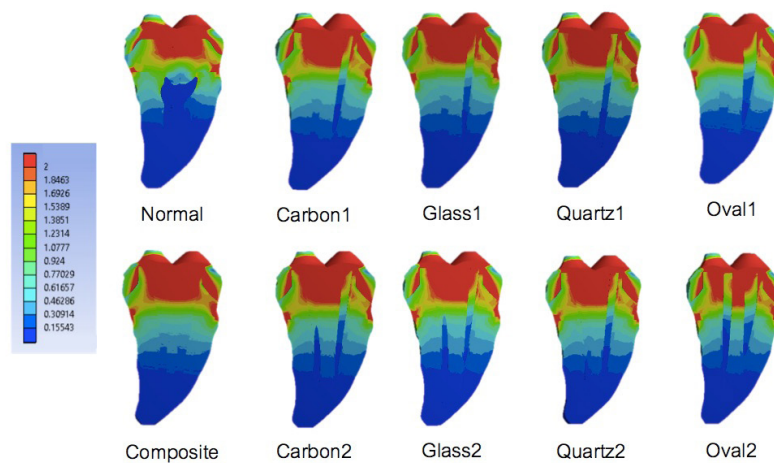


รูปที่ 4 ความเค้นผสมรวมเมื่อมีการบูรณะแบบต่าง ๆ

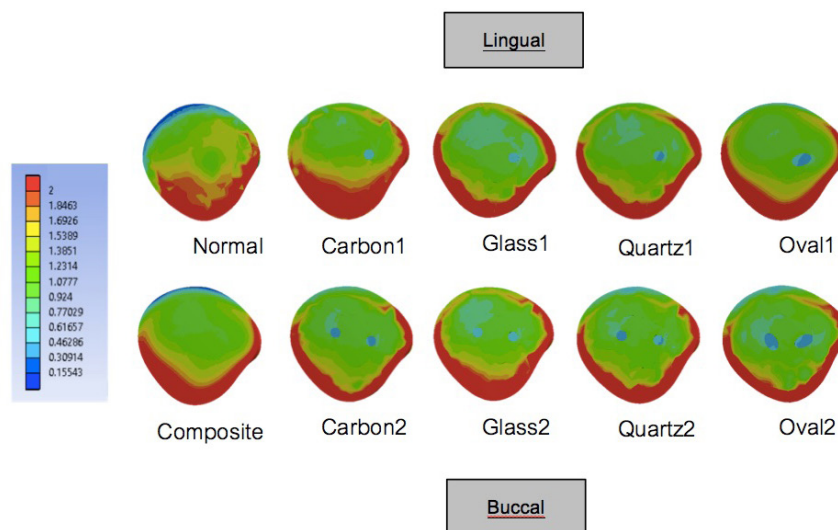
Figure 4 von-Mises stress (MPa) of various restorations.

จากภาพตัดตามยาวในแนวใกล้กลางไกลกลางแสดงการกระจายความเค้นผสมรวม (ภาพที่ 5) เมื่อมีการบูรณะแบบต่าง ๆ มีรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมของความเค้นผสมรวมที่ไม่แตกต่างกัน ส่วนภาพตัดขวางแสดงการกระจายความเค้นผสมรวม (ภาพที่ 6) พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนจำนวน 1 อัน มีรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นผสมรวมในรากฟันบริเวณคอฟันมากที่สุด การบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนจำนวน 2 อัน การบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้วจำนวน 1 และ 2 อัน และการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ทั้งหน้าตัดกลมและหน้าตัดวงรี

ทั้งจำนวน 1 และ 2 อัน มีรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นผสมรวมภายในรากฟันเป็นปริมาณที่ใกล้เคียงกัน ส่วนการสะสมความเค้นผสมรวมภายในเดือยฟัน พบว่าเดือยฟันเส้นใยแก้วทั้งจำนวน 1 และ 2 อัน มีปริมาณความเค้นผสมรวมภายในเดือยฟันมากกว่าเดือยฟันชนิดอื่น



รูปที่ 5 ภาพตัดตามแนวยาวในแนวใกล้กลางไกลกลางแสดงการกระจายความเค้นผลรวม
 Figure 5 Stress distribution by von-Mises stress (MPa) in longitudinal sections.



รูปที่ 6 ภาพตัดตามขวางแสดงการกระจายความเค้นผลรวม
 Figure 6 Stress distribution by von-Mises stress (MPa) in cross-sections.

บทวิจารณ์

วิธีการศึกษาการกระจายความเค้นในพื้นที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันเมื่อได้รับการบูรณะแบบต่าง ๆ ที่ได้รับความนิยมวิธีหนึ่ง คือ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element analysis, Finite element method) ซึ่งเป็นการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ แล้วกำหนดค่าของวัสดุแต่ละชนิดและลักษณะของแรงที่กระทำต่อฟัน จากนั้นโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะประมวลผลการกระจายและปริมาณความเค้นแสดงผลในรูปแบบภาพ มีข้อดีที่ว่าการศึกษาทางห้องปฏิบัติการแบบอื่น คือ สามารถกำหนดความซับซ้อนของระบบคลองรากฟัน สามารถเปลี่ยนแปลงค่าของวัสดุ กำหนดความหนาของ

รากฟันและปัจจัยต่าง ๆ ที่ต้องการควบคุมและสามารถทำซ้ำได้อย่างไร้ที่ติตามสมบัติของวัสดุ แรงที่ใช้ในการทดสอบและแบบจำลองที่สร้างขึ้นนั้นไม่สามารถแสดงสถานะที่เกิดขึ้นจริงทางคลินิกได้ทั้งหมด ซึ่งถือเป็นข้อด้อยของวิธีการศึกษา¹⁵

การศึกษานี้ทำในฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ที่มีภาพตัดขวางของคลองรากฟันเป็นรูปอักษรซี โดยมีการควบคุมปัจจัยทางด้านรูปร่างของคลองรากฟันและลักษณะภายนอกของฟันในแบบจำลองที่ได้รับการบูรณะให้เหมือนกัน รวมถึงขนาดและรูปร่างของเดือยฟันเส้นใยหน้าตัดกลมชนิดต่าง ๆ ให้เหมือนกัน เพื่อศึกษาถึงผลของวัสดุบูรณะต่อการกระจายความเค้น ทำการ

ศึกษาโดยการให้แรงทางด้านบดเคี้ยวด้วยหัวกรรปรางทรงกลม ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร เพื่อจำลองให้เป็นเสมือน ปุ่มฟันคู่สบของฟันหลังซึ่งมีจุดสบมากกว่า 1 จุด และทำการ ศึกษาถึงความเค้นหลักสูงสุดและความเค้นผลรวม เนื่องจาก ความเค้นหลักสูงสุดจะแสดงถึงความเค้นอัด และความเค้นดึงที่ เกิดขึ้นสูงสุดภายในโครงสร้างที่ทำการศึกษา ซึ่งวัสดุแต่ละชนิด จะมีคุณสมบัติต้านทานต่อความเค้นอัดและความเค้นดึงแตกต่างกันไปทำให้สามารถคาดการณ์ได้ว่าบริเวณใดมีแนวโน้มที่จะเกิด การแตกหักจากความเค้นอัดหรือความเค้นดึง ส่วนความเค้น ผลรวมเป็นการบอกถึงภาพรวมของความเค้นทั้งหมดที่เกิดขึ้น ภายในโครงสร้างที่ทำการศึกษา ซึ่งบริเวณที่เกิดการสะสมของ ความเค้นผลรวมมากที่สุดมีแนวโน้มที่จะเกิดการแตกหักได้^{10,16}

กรณีที่มีการบดเคี้ยวด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิต Brito-Júnior และคณะ¹⁰ พบว่าการบดเคี้ยวด้วยแกนฟันเรซิน คอมโพสิตให้ผลการกระจายความเค้นหลักสูงสุดและความเค้น ผลรวมใกล้เคียงกับการบดเคี้ยวด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้ว ส่วน การศึกษาของ Chatvanitkul และ Lertchirakarn⁹ พบว่าการ บดเคี้ยวด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตให้ผลการกระจายความเค้น หลักสูงสุดดีกว่าการบดเคี้ยวด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้ว แต่จากการ ศึกษาครั้งนี้พบว่า การบดเคี้ยวด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิตเกิดการ สะสมความเค้นหลักสูงสุดและความเค้นผลรวมเป็นปริมาณ มากที่สุด สามารถอธิบายได้ว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตมีค่ามอดูลัส ของยังที่น้อยกว่าเนื้อฟัน ส่งผลให้วัสดุมีความยืดหยุ่นที่มาก กว่าเนื้อฟัน เมื่อบดเคี้ยวอยู่ภายในคลองรากฟันที่มีขนาดใหญ่ และมีความโค้งงอของผนังคลองรากฟัน มีความหนาของผนัง คลองรากฟันในตำแหน่งต่าง ๆ ที่แตกต่างกันมากกว่ารากฟัน ซี่อื่น ทำให้มีความไม่สม่ำเสมอของความยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่ จะรองรับการกระจายความเค้นที่จะเกิดขึ้น อาจมีผลให้มีการ สะสมของความเค้นดึงในปริมาณที่มากขึ้นในบริเวณที่ผนังคลอง รากฟันบางและคลองรากฟันโค้ง⁵

เมื่อบดเคี้ยวด้วยเดือยฟันเส้นใยชนิดต่าง ๆ จำนวน 1 อัน พบว่าชนิดของเส้นใยมีผลต่อรูปแบบการกระจายและปริมาณ การสะสมความเค้น โดยเดือยฟันเส้นใยแก้วและเดือยฟันเส้นใย ควอตซ์มีการสะสมของความเค้นหลักสูงสุดและความเค้นผล รวมเป็นปริมาณที่น้อยกว่าเดือยฟันเส้นใยคาร์บอนสอดคล้อง กับการศึกษาของ Piyachon และคณะ¹¹ ซึ่งวิเคราะห์ไฟไนต์ เอลิเมนต์ในแบบจำลองคลองรากฟันรูปอักษรซี พบว่าเดือยฟัน เส้นใยแก้วมีการสะสมความเค้นผลรวมน้อยกว่าเดือยฟันเส้นใย คาร์บอนและเดือยฟันไทเทเนียม แต่มีความแตกต่างกันกับการ ศึกษาในที่ตำแหน่งของการสะสมของความเค้นผลรวม คือ การ

ศึกษาของ Piyachon และคณะ¹¹ พบว่ามีการสะสมความเค้น ผลรวมมากที่สุดที่เดือยฟันและเนื้อฟันบริเวณปลายรากฟัน ทั้งนี้ อาจเนื่องจากวิธีการสร้างแบบจำลองเพื่อมาวิเคราะห์ด้วย โปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์มีวิธีที่แตกต่างกัน นอกจากนี้ผลการ ศึกษาครั้งนี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Lanza และคณะ¹⁷ และการศึกษาของ Maceri และคณะ¹⁶ ซึ่งทั้งสองการศึกษาพบ ว่าฟันที่ได้รับการบดเคี้ยวด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้วมีค่าความเค้น ผลรวมเป็นปริมาณที่น้อยกว่าการบดเคี้ยวด้วยเดือยฟันเส้นใย คาร์บอน เนื่องจากเดือยฟันเส้นใยแก้วมีค่ามอดูลัสของยังที่ น้อยกว่าทำให้เกิดการกระจายความเค้นได้ดีกว่า ส่วนเดือยฟัน เส้นใยแก้วและเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ พบว่ามีปริมาณการสะสม ของความเค้นที่ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อพิจารณาถึงรูปแบบการกระ กระจายความเค้น พบว่าเดือยฟันเส้นใยแก้วมีการกระจายความเค้น ระดับต่ำกว่าเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ โดยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์ จะเกิดความเค้นอัดบริเวณเนื้อฟันในส่วนของคอฟันด้านแก้ม เป็นปริมาณที่มากกว่า สอดคล้องกับการศึกษาของ Bessone และ Fernandez¹⁸ ที่พบว่าเดือยฟันเส้นใยแก้วมีการกระจาย และการสะสมความเค้นได้ดีกว่าเดือยฟันเส้นใยควอตซ์

ลักษณะรูปร่างของเดือยฟันที่ใช้ในการบดเคี้ยวมีผลต่อ รูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นหลักสูงสุด และความเค้นผลรวม โดยการศึกษาของ Er และคณะ³ ใน ฟันที่มีรูปร่างหน้าตัดคลองรากฟันเป็นวงรี พบว่าเดือยฟันที่มี รูปร่างหน้าตัดวงรีมีรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสม ความเค้นผลรวมในปริมาณที่ต่ำกว่าเดือยฟันที่มีรูปร่างหน้า ตัดกลม เนื่องจากเดือยฟันหน้าตัดวงรีจะมีขนาดพอดีกับคลอง รากฟัน ซึ่งได้มีการศึกษาก่อนหน้านี้¹⁹ พบว่าการใช้เดือยฟันที่มี ขนาดพอดีกับคลองรากฟันจะช่วยเพิ่มค่าความต้านทานต่อการ แตกหักของฟัน แต่ในการศึกษานี้กรณีที่มีการบดเคี้ยวด้วยเดือย ฟันจำนวน 1 อัน พบว่าเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมมีการ สะสมความเค้นดึงและความเค้นอัดเป็นปริมาณที่น้อยกว่าเดือย ฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรี และเมื่อมีการบดเคี้ยวด้วยเดือยฟัน จำนวน 2 อัน พบว่าเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมและหน้า ตัดวงรีมีรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นใน ปริมาณที่ใกล้เคียงกัน โดยเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรีจะ เกิดการสะสมของความเค้นอัดในเนื้อฟันบริเวณคอฟันด้านแก้ม เป็นปริมาณที่มากกว่าเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลม คาดว่า เกิดจากการที่เดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมมีสัดส่วนของ ฟันที่สัมผัสกับผนังคลองรากฟันต่อพื้นที่ที่ไม่สัมผัสมากกว่า เดือยฟันเส้นใยหน้าตัดวงรี

นอกจากนี้ยังพบว่าจำนวนของเดือยฟันที่ใช้ในการ

บูรณะส่งผลต่อการกระจายและการสะสมของความเค้น โดยการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยทุกประเภทในการศึกษานี้จำนวน 2 อัน จะมีปริมาณความเค้นสะสมลดลงเมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยเดือยฟันชนิดเดียวกันจำนวน 1 อัน และมีปริมาณความเค้นใกล้เคียงกับฟันปกติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Maceri และคณะ¹⁶ พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันหลายอันมีรูปแบบการกระจายความเค้นที่ใกล้เคียงกับฟันปกติและช่วยลดการสะสมของความเค้นที่บริเวณเนื้อฟัน ซึ่งได้มีการศึกษาของ Newman และคณะ⁴ พบความสัมพันธ์ระหว่างสัดส่วนของไฟเบอร์ต่อเรซินจะมีลักษณะแปรผันตรงกับค่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน ดังนั้นการใช้เดือยฟันจำนวน 2 อัน ทำให้สัดส่วนของไฟเบอร์เพิ่มขึ้นซึ่งจะช่วยเพิ่มค่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน

เดือยฟันเส้นใยแก้วเกิดการสะสมความเค้นผสมรวมภายในเดือยฟันมากที่สุด คาดว่าเกิดจากการที่เดือยฟันเส้นใยแก้วมีความยืดหยุ่นที่มากกว่าทำให้เกิดการกระจายความเค้นในทิศทางต่าง ๆ ส่งผลให้ค่าความเค้นผสมรวมมีค่ามากขึ้น ซึ่งควรต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไปในอนาคตถึงคุณสมบัติการกระจายความเค้นในแนวแกนต่าง ๆ ของวัสดุที่นำมาใช้ในการบูรณะ

จากการศึกษานี้จะเห็นได้ว่าการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิต เดือยฟันเส้นใยคาร์บอนจำนวน 1 อัน และเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรีจำนวน 1 อัน เกิดการสะสมของความเค้นดิ่งเป็นปริมาณมากกว่าการบูรณะแบบอื่น ๆ (รูปที่ 2 และ 3) การสะสมของความเค้นดิ่งเกิดขึ้นเป็นปริมาณมากบริเวณคอฟัน ซึ่งการที่เกิดการสะสมความเค้นดิ่งเป็นปริมาณมาก ทำให้มีความเสี่ยงที่จะเกิดความเสียหายของโครงสร้างฟันบริเวณคอฟันที่เรียกว่า แอ็บแฟรคชัน (abfraction) ซึ่งมีสาเหตุจากความเค้นอัดและความเค้นดิ่งของแรงบดเคี้ยวที่สะสมบริเวณคอฟันด้านแก้ม หรืออาจทำให้เกิดการแตกหักของตัวฟันและวัสดุบูรณะได้ เนื่องจากได้มีการศึกษาพบว่าเคลือบฟัน เนื้อฟัน และวัสดุทางทันตกรรมบางชนิด เช่น วัสดุเรซินคอมโพสิต สามารถทนต่อความเค้นดิ่งก่อนที่จะเกิดการแตกหักได้เป็นปริมาณที่ต่ำกว่าความเค้นอัด^{10,20} ดังนั้นการบูรณะด้วยแกนฟันเรซินคอมโพสิต การบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยคาร์บอน จำนวน 1 อัน และเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดวงรี จำนวน 1 อัน มีความเสี่ยงในการเกิดการแตกหักได้มากกว่าการบูรณะแบบอื่น ๆ

การสะสมของความเค้นอัดเป็นปริมาณมากภายในรากฟันบริเวณคอฟันทางด้านแก้มมีความเป็นไปได้ว่าจะเป็นจุดเริ่มต้นในการแตกหักของฟัน คาดว่าเกิดจากการที่ตำแหน่งและทิศทางของแรงที่กดลงที่ด้านบดเคี้ยวอยู่ทางด้านแก้ม 2 ตำแหน่ง

และด้านลิ้น 1 ตำแหน่ง ทำให้เกิดแรงกดทางด้านแก้มเป็นปริมาณที่มากกว่าทำให้เกิดเป็นความเค้นอัดทางด้านแก้มและความเค้นดิ่งทางด้านลิ้น ประกอบกับการที่มีตำแหน่งของกระดูกอยู่ล้อมรอบรากฟันและเป็นตำแหน่งที่คงที่ ทำให้บริเวณของสันกระดูกเข้าฟันเป็นเสมือนจุดหมุนเมื่อมีแรงมากระทำทำให้เกิดการสะสมของความเค้นเป็นปริมาณมากบริเวณคอฟัน ซึ่งการเกิดการสะสมของความเค้นดิ่งและความเค้นอัดบริเวณคอฟันในการศึกษานี้มีปริมาณที่ต่ำกว่าค่าความเค้นอัดและความเค้นดิ่งสูงสุดที่เคลือบฟันและเนื้อฟันสามารถคงรูปร่างเดิมได้โดยไม่เกิดการแตกหัก²⁰ แต่การที่เกิดความเค้นดิ่งและความเค้นอัดในปริมาณต่ำแต่เกิดในลักษณะซ้ำ ๆ จะทำให้เกิดการแตกของเคลือบฟันหรือเนื้อฟันบริเวณคอฟันในลักษณะตั้งฉากกับแนวแกนฟัน²¹ ดังนั้นในการบูรณะฟันให้กับผู้ป่วยควรทำการตรวจสอบตำแหน่งในการสบฟันให้มีความสมดุลทางด้านแก้มและด้านลิ้น รวมถึงความยาวของเดือยฟันที่ใส่ในคลองรากฟันต้องมีการพิจารณาร่วมกับตำแหน่งของสันกระดูกเข้าฟัน กล่าวคือควรมีความยาวของเดือยฟันลึกในคลองรากฟันให้ต่ำกว่าระดับสันกระดูกเข้าฟัน เนื่องจากเมื่อมีแรงบดเคี้ยวกระทำต่อฟันตำแหน่งของสันกระดูกเข้าฟันจะเป็นจุดหมุน หากเดือยฟันอยู่ระดับเหนือต่อยอดสันกระดูกเข้าฟัน ก็จะทำให้เกิดความเค้นอัดและความเค้นดิ่งต่อรากฟันเป็นปริมาณมากกว่าขีดจำกัดความล้า (fatigue limit) ก็จะทำให้เกิดการแตกหักของฟันขึ้น แต่อย่างไรก็ตามหากมีการแตกหักหรือเกิดแอ็บแฟรคชันที่บริเวณใกล้คอฟันถือเป็นความเสียหายที่มีความรุนแรงไม่มากและอาจสามารถให้การบูรณะฟันขึ้นใหม่ได้

การศึกษาโดยใช้โปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการศึกษาถึงรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นโดยการกำหนดให้วัสดุภายในคลองรากฟันเกิดการแข็งตัวอย่างสมบูรณ์และทุกผิวสัมผัสของวัสดุมีการยึดติดกันอย่างสมบูรณ์ แต่ในทางคลินิกกระบวนการใช้สารยึดติดภายในคลองรากฟันอาจเกิดขึ้นอย่างไม่สมบูรณ์ เนื่องจากความซับซ้อนของเนื้อฟันที่จะทำการยึดติดภายในคลองรากฟัน ความยากในการควบคุมความชื้นและความเข้มแสงที่ใช้ในการกระตุ้นให้เกิดกระบวนการแข็งตัว¹⁰ รวมถึงการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุและส่วนประกอบต่าง ๆ ของฟันเป็นไอโซโทรปิกซึ่งมีคุณสมบัติเป็นเส้นตรงและเป็นเนื้อเดียวกัน แต่ในความเป็นจริงวัสดุและส่วนประกอบต่าง ๆ ของฟัน อย่างเช่น เนื้อฟัน ไม่ได้มีคุณสมบัติเป็นเส้นตรงและเป็นเนื้อเดียวกันทั้งหมด และลักษณะของแรงบดเคี้ยวที่กระทำต่อฟันนั้นจะมีความซับซ้อนหลายทิศทาง ทำให้ผลลัพธ์ที่ได้จากการศึกษานี้อาจมีความคลาดเคลื่อนจากสถานการณ์จริงทางคลินิก

ได้ นอกจากนี้ในคลินิกหากมีการบูรณะด้วยเดือยฟันที่มีรูปร่างแตกต่างไปจากในการศึกษานี้ การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นอาจจะมีผลแตกต่างไปจากการศึกษานี้ เนื่องจากรูปร่างและขนาดของเดือยฟันมีผลต่อการกระจายความเค้นที่จะเกิดขึ้น อีกทั้งในการศึกษานี้เป็นการศึกษาในฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ที่มีภาพตัดขวางบริเวณรากฟันส่วนต้นเป็นคลองรากฟันโค้งต่อเนื่องเป็นรูปอักษรซี มีการแยกของคลองรากฟันที่บริเวณกึ่งกลางของรากฟัน ซึ่งลักษณะของคลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางเป็นรูปอักษรซีมิได้หลากหลายรูปแบบ ดังนั้นลักษณะรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นที่ได้จากการศึกษานี้เป็นผลลัพธ์ของฟันที่มีลักษณะรูปร่างคลองรากฟันตามที่กำหนดเท่านั้น ดังนั้นควรที่จะมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไปในอนาคตถึงรูปแบบการกระจายและปริมาณการสะสมความเค้นในคลองรากฟันที่มีภาพตัดขวางเป็นรูปอักษรซีในรูปแบบอื่น

บทสรุป

จากการศึกษาโดยใช้โปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ในกรณีของฟันกรามล่างซี่ที่ 2 ที่มีภาพตัดขวางของคลองรากฟันส่วนต้นโค้งต่อเนื่องเป็นรูปอักษรซีโดยไม่มีการแยกคลองรากฟัน และมีลักษณะของคลองรากฟันเป็นแบบที่ 1 เมื่อพิจารณาจากภาพรังสีนั้น ภายใต้อำนาจของการศึกษานี้ พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยแก้วหรือเดือยฟันเส้นใยควอตซ์หน้าตัดกลมจำนวน 2 อัน มีปริมาณของความเค้นที่เกิดขึ้นต่ำกว่าการบูรณะแบบอื่น ๆ ในการศึกษานี้

เอกสารอ้างอิง

1. Vire D. Failure of Endodontically Treated Teeth : Classification and Evaluation. *J Endod* 1991;17:338-42.
2. Schwartz RS and Robbins JW. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. *J Endod* 2004;30:289-301.
3. Er O, Kilic K, Esim E, Aslan T, Kilinc HI, Yildirim S. Stress Distribution of Oval and Circular Fiber Posts in Amandibular Premolar : A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Adv Prosthodont* 2013;5:434-39.
4. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Posts. *J Prosthet Dent*

2003;89:360-7.

5. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of Vertical Root Fracture: Factors Affecting Stress Distribution in the Root Canal. *J Endod* 2003;29:523-8.
6. Jafarzadeh H, Wu YN. The C-shaped Root Canal Configuration: A Review. *J Endod* 2007;33:517-23.
7. Gulabivala K, Opasanon A, Ng YL, Alavi A. Root and canal morphology of Thai mandibular molars. *Int Endod J* 2002;35:56-62.
8. Chai WL, Thong YL. Cross-sectional morphology and minimum canal wall widths in C-shaped roots of mandibular molars. *J Endod* 2004;30:509-12.
9. Chatvanitkul C, Lertchirakarn V. Stress Distribution with Different Restorations in Teeth with Curved Roots: A Finite Element Analysis Study. *J Endod* 2010;115-18.
10. Brito-Júnior M, Pereira RD, Verissimo C, Soares CJ, Fariae-Silva AL, Camilo CC, *et al.* Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2014;47:958-66.
11. Piyachon C, Hansapinyo S, Khongkhunthianh P. Finite Element Analysis of Stress Distribution in C-shaped Root Canals Restored with Different Prefabricated Post Systems. Proceedings of the 7th Srinakharinwirot Vichakarn; 2004 April 1-2; Srinakharinwirot University, Bangkok, Thailand;2004. p.209-19.
12. Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Fan W. C-shaped Canal System in Mandibular Second Molars: Part II–Radiographic Features. *J Endod* 2004;30:904-8.
13. Lazari PC, de Oliveira RCN, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas Junior AC, Kina S, *et al.* Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *J Appl Oral Sci* 2013;21:511-7.
14. Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA, *et al.* Fracture Resistance and Stress Distribution in Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored with Composite Resin. *J Prosthodont* 2008;17:114-9.

15. AL-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Ham-mad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod* 2010;36:1439-49.
16. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical Behav-iour of Endodontic Restorations with Multiple Prefab-ricated Posts: A Finite-element Approach. *J Biomech* 2007;40:2386-98.
17. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of Cemented Steel, Glass and Carbon Posts in a Maxillary Incisor. *Dent Mater* 2005;21:709-15.
18. Bessone L, Fernandez BE Jr. Evaluation of different post systems: finite element method. *Int J Odontos-tomat* 2010;4:229-36.
19. Latempa AMA, Almeida SA, Nunes NF, da Silva EM, Guimarães JGA, Poskus LT. Techniques for Restoring Enlarged Canals: An Evaluation of Fracture Resistance and Bond Strength. *Int Endod J* 2015;48:28-36.
20. Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, Aleksandrovic S, Fili-povic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J* 2015;48:850-63.
21. Sarode GS, Sarode SC. Abfraction: A review. *J Oral Maxillofac Pathol* 2013;1:222-7.

ผลของอนุภาคนาโนเงินต่อความทนแรงอัดของฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซิน

Effect of Silver Nanoparticles on the Compressive Strength of Acrylic Denture Base

ณปภา เอี่ยมจิรกุล¹ และ ปิยะนารถ เอกวรพจน์²
Napapa Aimjirakul¹ and Piyanart Ekworapoj²

¹ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพฯ

¹Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok

²ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพฯ

²Department of General Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบผลของอนุภาคนาโนเงินที่อัตราส่วนผสมแตกต่างกันต่อความทนแรงอัดของฐานฟันเทียมอะคริลิก โดยเตรียมชิ้นงานอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร และหนา 6 มิลลิเมตร จำนวน 80 ชิ้น แบ่งเป็น 4 กลุ่มการทดลอง กลุ่มละ 20 ชิ้นตามอัตราส่วนของอนุภาคนาโนเงินที่ผสมเข้าไปในอะคริลิกเรซินที่ร้อยละ 0 1 2 และ 3 โดยน้ำหนัก ทดสอบความทนแรงอัดด้วยเครื่องทดสอบสากล ศึกษาการกระจายตัวของอนุภาคนาโนเงินด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และวิเคราะห์การเกิดพอลิเมอร์โดยใช้เครื่องวิเคราะห์อินฟราเรด พบว่ากลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 และ 3 มีค่าความทนแรงอัดสูงกว่ากลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 และกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการเติมอนุภาคนาโนเงินอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพบว่า อนุภาคนาโนเงินฝังตัวเข้าไปในพอลิเมอร์เมทริกซ์ และมีการกระจายเป็นเนื้อเดียวกันบนพื้นผิวของชิ้นงาน นอกจากนี้ชิ้นทดสอบที่มีความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินต่างกัน มีการเกิดพอลิเมอร์ไม่แตกต่างกัน การศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่า ความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินมีผลต่อความทนแรงอัดของชิ้นงานอะคริลิกเรซิน อนุภาคนาโนเงินในอะคริลิกเรซินที่เพิ่มมากขึ้น ความทนแรงอัดยังมีค่าสูงขึ้น และการเติมอนุภาคนาโนเงินไม่มีผลต่อการเกิดพอลิเมอร์

คำสำคัญ: ฐานฟันเทียมอะคริลิก, ความทนแรงอัด, อนุภาคนาโนเงิน

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of silver nanoparticles with different ratios on the compressive strength of the acrylic denture base. A total of eighty specimens (4 mm in diameter and 6 mm thickness) were fabricated from self-cured acrylic resin. Four groups (n = 20) were divided according to the concentration of silver nanoparticles incorporated to acrylic resin: 0, 1, 2 and 3 % w/w. All specimens were prepared for the compressive strength test using universal testing machine. The dispersion of silver

nanoparticles was evaluated by Scanning Electron Microscope (SEM). Polymerization was analyzed by Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR). The result showed that the compressive strength of acrylic resin containing 2 % and 3 % of silver-nano was significantly higher than that of acrylic resin containing 1 % silver-nano and the control group ($p < 0.05$). SEM images confirmed the presence of silver-nano embedded to the polymer matrix. Nanoparticles are homogeneously dispersed over the specimen surface. In addition, polymerization of different ratios of silver nanoparticles was not different. This study showed that the concentrations of silver nanoparticles affect the compression strength of the acrylic resin. They are correlated: The higher the concentration of silver-nano, the greater the compressive strength. Moreover, the addition of silver nanoparticles has no effect on the polymerization of acrylic resin.

Keywords: Acrylic denture base, Compressive strength, Silver nanoparticles

Received Date:

Accepted Date:

doi:

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ณปภา เอี่ยมจิรกุล ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ 114 ถนนสุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110 ประเทศไทย โทรศัพท์: 02-6495212 โทรสาร: 02-6641882 อีเมล: napapa@g.swu.ac.th

Correspondence to:

Napapa Aimjirakul. Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd, Wattana, Bangkok 10110 Thailand Tel: 02-6495212 Fax: 02-6641882 Email: napapa@g.swu.ac.th

ในทางทันตกรรม อะคริลิกเรซินได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางว่ามีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการทำฐานฟันเทียม เมื่อใช้ฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินไปเป็นระยะเวลาอันยาวนานมักพบปัญหา มีคราบสีดำของเชื้อราเกาะติดที่ด้านติดกับเนื้อเยื่อ หรือบริเวณขอบของฟันเทียมอันเนื่องมาจากการสะสมคราบจุลินทรีย์ทั้งเชื้อราและแบคทีเรีย โดยเฉพาะปัญหาการสะสมในส่วนลึกของฐานฟันเทียมของเชื้อแคนดิดา อัลบิแคนส์ (*Candida albicans*) และเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ (*Streptococcus mutans*)^{1,2} ในวงการอุตสาหกรรมบรรจุภัณฑ์ได้มีการพัฒนาผลิตภัณฑ์ให้มีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์โดยการเติมอนุภาคนาโนเงินในกระบวนการผลิตและให้ตรารับรองบรรจุภัณฑ์ที่มีการต่อต้านเชื้อได้แก่ ตราไมโครแบน (Microban) อนุภาคนาโนเงินได้ถูกนำมาใช้ในการแก้ปัญหามีคราบสีดำ อันเนื่องมาจากการเกาะติดของเชื้อราบริเวณผิวของฐานฟันเทียมพลาสติก ทำให้มีความสะอาดและปลอดเชื้อเมื่อคนไข้ต้องใช้เวลาเป็นระยะเวลานาน

นอกจากนี้ การเติมหรือเพิ่มส่วนของอนุภาคนาโนเงินในส่วนประกอบของวัสดุทางการแพทย์อื่น ๆ ยังไม่มีผลกระทบต่อคุณสมบัติของวัสดุที่ต้องการหรือส่งผลกระทบต่อเซลล์ภายในร่างกาย คุณสมบัติชีวภาพเป็นคุณสมบัติที่ควรได้รับการพิจารณาก่อนการดัดแปลงวัสดุ จากรายงานวิจัยของ Chen และคณะ ในปี ค.ศ.2007 ทำการทดลองประเมินประสิทธิภาพการต่อต้านเชื้อแบคทีเรียและคุณสมบัติการสร้างเซลล์กระดูก เมื่อผสมส่วนของสารเงินเข้าไปในวัสดุสร้างกระดูกที่มีไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นหลัก พบว่า วัสดุตั้งเดิมและวัสดุดัดแปลงด้วยสารเงินไม่มีความแตกต่างในการเกิดการแผ่ขยายตัวและการเปลี่ยนแปลงของเซลล์กระดูก (bone cell proliferation and differentiation) นอกจากนี้วัสดุสร้างเซลล์กระดูกยังมีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อสแตฟิโลคอคคัส อีพิดิเดมิติส (*Staphylococcus epidermidis*) สายพันธุ์ ATCC 35984 และ สแตฟิโลคอคคัส ออเรียส (*Staphylococcus aureus*) ซึ่งยืนยันว่าอนุภาคนาโนเงิน มีคุณสมบัติชีวภาพที่ยอมรับได้³

โดยทั่วไปการเติมอนุภาคนาโนเงินมีหลายรูปแบบ ทำให้เกิดผลต่อการต่อต้านเชื้อ โดยการลดการเกาะติดบนแผ่นฟิล์มชีวภาพที่เกิดขึ้นบนผิวฟันและผิวฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินต้องคำนึงถึงผลกระทบต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุ จากรายงานวิจัยของ de Castro และคณะ ในปี ค.ศ.2016 พบว่า การเตรียมอนุภาคนาโนเงินในรูปแบบของอนุภาคนาโนของซิลเวอร์นาโนเมต เมื่อเติมลงในอะคริลิกเรซินทางทันตกรรมในปริมาณที่

เหมาะสมไม่เกินร้อยละ 1 ให้ผลในการลดการสร้างแผ่นฟิล์มจากน้ำลาย ที่มีส่วนประกอบของเชื้อจุลินทรีย์ต่าง ๆ ในช่องปากได้โดยไม่ทำให้คุณสมบัติทางกลสูญเสียไป⁴

อนุภาคเงินที่ผ่านการผลิตโดยใช้เทคโนโลยีนาโนเป็นตัวเลือกที่น่าสนใจในการนำมาใช้ในการเพิ่มคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์บริเวณผิวด้านในของฐานฟันเทียม เนื่องจากเมื่อวัสดุเติมแต่งมีขนาดเล็กกว่าหนังกจะลดลงจนสามารถอยู่บริเวณผิวทำให้เกิดปฏิกิริยาในการฆ่าเชื้อเมื่อเชื้อมาสัมผัสบริเวณพื้นผิว เป็นต้น⁵ มีรายงานพบว่าอนุภาคเงินมีฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย มีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อที่เป็นสาเหตุการก่อให้เกิดโรคในร่างกายมนุษย์ได้ถึง 650 ชนิดแม้จะใช้ความเข้มข้นต่ำ^{6,7} นอกจากนี้อนุภาคนาโนเงินไม่เป็นพิษมีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อ มีคุณสมบัติชอบน้ำสูงและสามารถละลายในน้ำและในตัวทำละลายอินทรีย์ได้ดี วิธีการทำง่ายไม่ยุ่งยาก จึงมีความเหมาะสมในการนำมาใช้ในทางการแพทย์ได้⁸ ในทางทันตกรรมมีการนำอนุภาคนาโนเงินมาใช้ในกลุ่มวัสดุอุดฟันคอมโพสิต⁹⁻¹¹ วัสดุที่นำมาใช้ทำรากเทียม^{12,13} และวัสดุกลุ่มพอลิเมอร์ เพื่อผลในการต่อต้านเชื้อ¹⁴

โรคปากอักเสบเหตุฟันเทียม (denture stomatitis) เป็นการอักเสบของเนื้อเยื่อที่รองรับได้ฐานฟันเทียมสามารถพบในผู้ที่ใส่ฟันเทียมได้ถึงร้อยละ 11 - 67^{15,16} ร้อยละ 60 ของสาเหตุหลักมาจากการติดเชื้อราประจำถิ่นในช่องปากผู้ใส่ฟันเทียม^{17,18} ดังนั้นการพัฒนาให้ฐานฟันเทียมอะคริลิกสามารถต้านเชื้อจุลินทรีย์จึงมีความสำคัญในผู้ป่วยสูงอายุที่ใส่ฟันเทียมและมีสุขอนามัยในช่องปากไม่ดี ทำให้ผู้ป่วยเหล่านั้นสามารถลดสภาวะปากอักเสบเหตุฟันเทียมได้¹⁹

งานวิจัยของ Poolnaum และคณะในปี ค.ศ. 2014 เกี่ยวกับประสิทธิภาพของอนุภาคนาโนเงินในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวด้วยวิธีการทดสอบตามมาตรฐานการทดสอบการยับยั้งเชื้อแห่งประเทศไทยญี่ปุ่น (Antibacterial products -- Test for antibacterial activity and efficacy, JISZ 2801:2000) นั้น พบว่า อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 0.5 และ 1.25 สามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อสแตฟิโลคอคคัส ออเรียส (*Staphylococcus aureus*) สายพันธุ์ ATCC 6538p ได้²⁰ ซึ่งยืนยันว่าฐานฟันเทียมอะคริลิกที่ผสมอนุภาคนาโนเงินมีฤทธิ์ในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ นอกเหนือจากคุณสมบัติการยับยั้งเชื้อที่ควรมียูในฐานฟันเทียมอะคริลิกแล้ว ควรคำนึงถึงคุณสมบัติทางกลที่เพียงพอ ซึ่งเป็นข้อกำหนดเบื้องต้นสำหรับวัสดุฐานฟันเทียมที่ทำให้ประสบความสำเร็จในผู้ป่วยไร้ฟันเช่นกัน

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาผลของการเติมอนุภาคนาโนเงินที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับอะคริลิกเรซินสำหรับทำฐานฟันเทียมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่าง ๆ กัน ที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันเทียมที่มีโพลีเมทิลเมทาไครเลท เป็นองค์ประกอบหลัก โดยจะมีการทดสอบคุณสมบัติทางกลที่สำคัญคือ ความทนแรงอัดของวัสดุ (compressive strength) ป้องกันการแตกหักของฟันเทียมที่เกิดจากการใช้งาน ตรวจคุณสมบัติทางกายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) และศึกษาผลกระทบของอนุภาคนาโนเงินต่อการเกิดพอลิเมอร์ด้วยวิธีการวิเคราะห์ด้วยอินฟราเรด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมดัดแปลงส่วนผงของอะคริลิกชนิดบ่มเองด้วยอนุภาคนาโนเงิน

การเตรียมดัดแปลงส่วนผงของอะคริลิกชนิดบ่มเอง โดยการชั่งส่วนผงของอะคริลิก ปริมาณ 100 กรัม ด้วยเครื่องชั่งละเอียดระดับดิจิตอล (Sartorius BP 210S, Digital Analytical Balance Scale, 210 g/0.0001 g, Germany) จากนั้นผสมอนุภาคนาโนเงินน้ำหนัก 1 2 และ 3 กรัม ผงอะคริลิกเรซิน ปริมาณ 100 กรัม

การเตรียมชิ้นงานสำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกล

ผสมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง (Tokuso curefast, Tokuyama, Tokyo, Japan) กับ อนุภาคนาโนเงินชนิดเงินซีโอไลต์ (Zeomic AJ10N) (Sinanen Zeomic Co., Ltd., Japan) ด้วยวิธีการผสมแบบธรรมดา (Simple blending) จากนั้นนำมาเตรียมชิ้นงานอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตรและหนา 6 มิลลิเมตร ตาม ISO 20795-1:2013 (Dentistry – Base polymers – Part 1: Denture base polymers) จำนวน 80 ชิ้น แบ่งเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ชิ้นงาน ดังนี้

กลุ่มที่ 1 อะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองไม่มีการผสมอนุภาคนาโนเงิน (กลุ่มควบคุม)

กลุ่มที่ 2 อะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง ผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก

กลุ่มที่ 3 อะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง ผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก

กลุ่มที่ 4 อะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง ผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 3 โดยน้ำหนัก

การเตรียมชิ้นงานกระทำจากแม่พิมพ์แบบที่แยกได้ (split mould) โดยทาวาสลีนที่แม่พิมพ์แบบและกระจกปิดที่มีขนาด 5x10 มิลลิเมตร ผสมส่วนผสมทั้งหมดเข้าด้วยกันใช้เวลาผสม 10 วินาที เทส่วนผสมลงในแม่พิมพ์แบบ แล้วถ่วงด้วยเครื่องกดอัด 1 กิโลกรัม เป็นเวลา 2 นาที จึงนำออกจากแม่พิมพ์แบบ ปลอຍอะคริลิกเรซินทิ้งไว้ให้บ่มเอง 24 ชั่วโมง จากนั้นนำชิ้นงานไปขัดกระดาษทราย เบอร์ 800 1200 และ 1500 แช่ชิ้นงานในน้ำอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 50 ชั่วโมง จากนั้นนำไปทดสอบความทนแรงอัดด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine, Instron5566, Wycombe, UK) ใช้ความเร็วหัวอัด 1 มิลลิเมตรต่อนาที ค่าความแข็งแรงกดอัดจะได้รับการคำนวณอัตโนมัติจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยประเมินจากค่าแรงสูงสุดที่ทำให้วัสดุแตกหักและขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของชิ้นงานจากสูตรคำนวณ ดังสมการข้างล่าง

$$C = 4P/\pi d^2$$

เมื่อ C แทนค่าความแข็งแรงกดอัดหน่วยเป็นเมกะปาสกาล (MPa) ส่วน P แทนค่าแรงกดอัดสูงสุด (นิวตัน) และ d แทนขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางหน่วยเป็นมิลลิเมตร

การศึกษาการกระจายตัวของอนุภาคนาโนเงินด้วยการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM) (JEOL JSM-6510LV JEOL Ltd., Akishima, Japan)

วิเคราะห์การเกิดพอลิเมอร์ (Polymerization) โดยใช้เครื่องวิเคราะห์อินฟราเรด (Fourier Transform Infrared Spectroscopy : FTIR) (Spectrometer, Perkin Elmer, Boston, USA) โดยนำอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 0 1 2 และ 3 ที่ได้รับการผสมกับส่วนเหลว ที่เวลาการก่อตัว 5 นาทีและ 24 ชั่วโมงหลังการผสม มาบดเป็นผงรวมกับผงโปแตสเซียมโบไมด์ (KBr) และอัดเป็นแผ่นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร หนา 1 มิลลิเมตร แล้วนำไปเข้าเครื่องวิเคราะห์อินฟราเรดเพื่อทดสอบการเกิดพอลิเมอร์ ที่ช่วงความยาวคลื่นแสงระหว่าง 400 – 4000 cm^{-1}

การวิเคราะห์ทางสถิติ

เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวและการทดสอบแอลเอสดีโพสฮอค (One-Way ANOVA and LSD Post Hoc test) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

ความทนแรงอัดของชิ้นงานอะคริลิกเรซินดัดแปลงด้วย อนุภาคนาโนเงินในแต่ละกลุ่มการทดลองเพิ่มขึ้นเมื่อความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินเพิ่มขึ้น โดยกลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 3 (908.97 ± 36.05 MPa) มีความทนแรงอัดมากที่สุด รองลงมาคือ กลุ่มอะคริลิกเรซินชนิด

บ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 (908.38 ± 31.34 MPa) กลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 (883.35 ± 41.05 MPa) และกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการเติมอนุภาคนาโนเงิน (881.83 ± 29.17 MPa) ตามลำดับ (ตารางที่ 1)

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานความทนแรงอัด (MPa) ในแต่ละกลุ่มการทดลอง

Table 1 Mean and standard deviation) of compressive strength of each group (MPa).

Groups	N	Mean	SD
0 %	20	881.83 ^a	29.17
1 %	20	883.35 ^a	41.05
2 %	20	908.38 ^b	31.34
3 %	20	908.97 ^b	36.05

* Groups with the same superscripted letter indicate no significant differences between groups at $p < 0.05$, a equivalent to p value at 0.890 and b equivalent to p value at 0.957.

SD = standard deviation.

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดของชิ้นงาน อะคริลิกเรซินดัดแปลงด้วยอนุภาคนาโนเงินในแต่ละกลุ่มการทดลองพบว่า ความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินมีผลต่อความ

ทนแรงอัดของชิ้นงานอะคริลิกเรซินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.014$) (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-Way ANOVA)

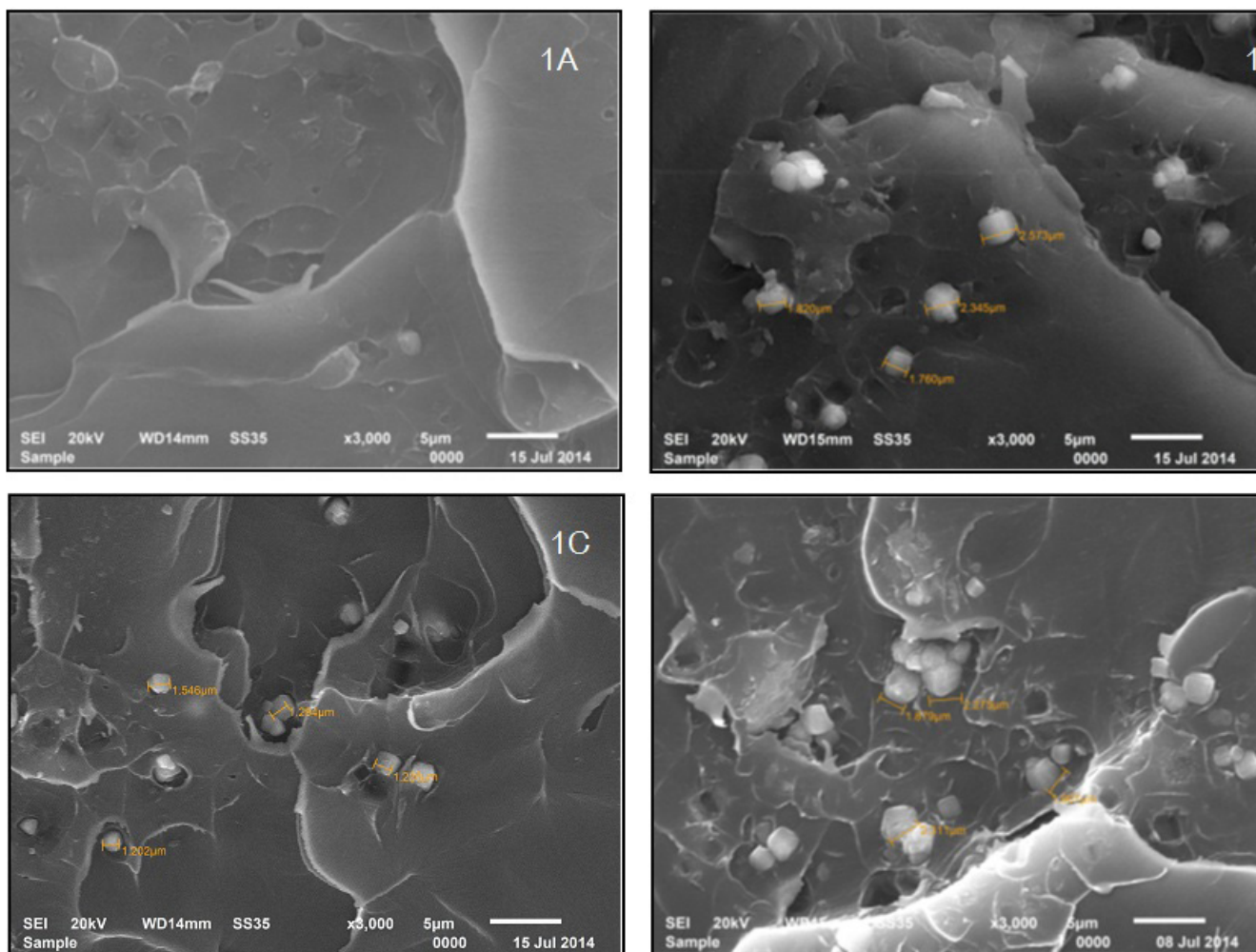
Table 2 Statistical Analysis (One-Way ANOVA).

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	13631.985	3	4543.995	3.773	.014
Within Groups	91538.769	76	1204.457		
Total	105170.754	79			

เมื่อทดสอบแอลเอสดีโพสฮอค พบว่ากลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 และ 3 มีค่าความทนแรงอัดสูงกว่ากลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองผสมอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 และกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการผสมอนุภาคนาโนเงิน โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 และ 3 ($p = .957$) และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 และกลุ่มควบคุมที่ไม่ม่อนุภาคนาโนเงิน ($p = .890$)

(ตารางที่ 1)

หลังจากทดสอบความทนแรงอัดเรียบร้อยแล้ว นำชิ้นงานมาเคลือบด้วยทองและส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบอนุภาคนาโนเงินฝังตัวเข้าไปในพอลิเมอร์เมทริกซ์ และอนุภาคนาโนเงินกระจายเป็นเนื้อเดียวกันบนพื้นผิวของชิ้นทดสอบในทุกกลุ่มการทดลอง (รูปที่ 1)

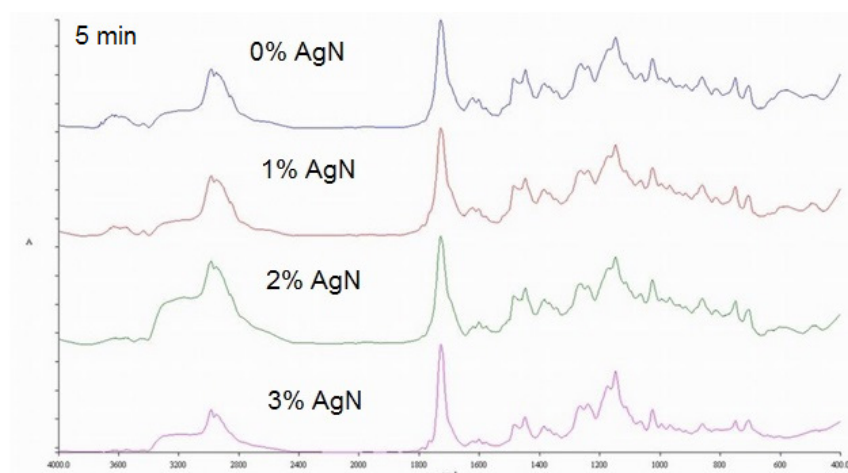


รูปที่ 1 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงอนุภาคนาโนเงิน (จุดสีขาว) ที่กระจายโดยทั่วไป 1A; กลุ่มที่ไม่มีอนุภาคนาโนเงิน 1B; กลุ่มที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1 1C; กลุ่มที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 1D; กลุ่มที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 3

Figure 1 SEM micrograph showing the distribution of silver nano particle (pin-point white spot) 1A; no silver nano containing group, 1B; 1 % silver nano containing group, 1C; 2 % silver nano containing group, 1D; 3 % silver nano containing group.

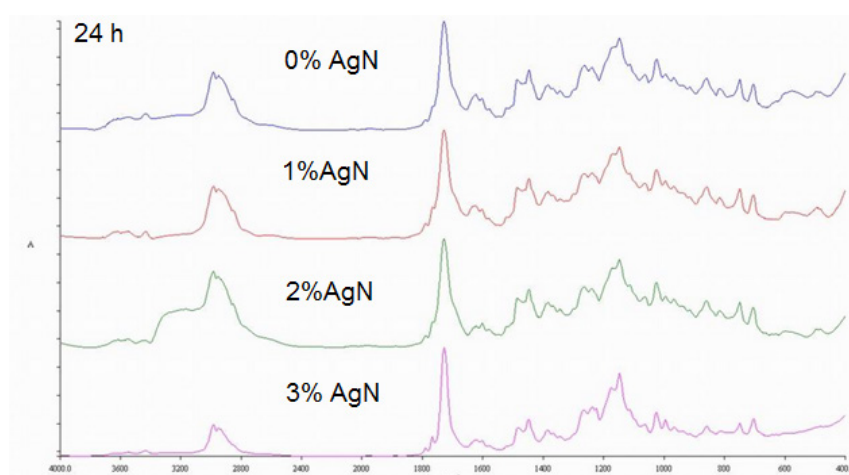
การตรวจสอบโครงสร้างทางเคมีด้วยเครื่องวิเคราะห์อินฟราเรด จากผลการตรวจวิเคราะห์ทาง สเปกโตรสโคปี ด้วยวิธี FTIR พบว่า มีจุดสูงสุด (dominant peak) ที่ ความยาวคลื่น 3200 - 2800 และจุดสูงอันดับที่ 2 (second dominant peak)

ที่ 1800 - 1600 หลังผสมผ่านไป 5 นาที และที่ 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิห้อง ทุกกลุ่มการทดลองมีรูปแบบกราฟในลักษณะเหมือนกัน (รูปที่ 2 และ 3)



รูปที่ 2 สเปกตรัมอินฟราเรดของอะคริลิกเรซินที่มีอนุภาคนาโนเงินความเข้มข้นต่าง ๆ 5 นาทีทันทีหลังจากการผสมที่อุณหภูมิห้อง (เส้นสีน้ำเงินแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 0, เส้นสีแดงแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1, เส้นสีเขียวแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2, เส้นสีม่วงแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 3)

Figure 2 FTIR spectra of representative specimen of silver nano containing acrylic resin with different percentage of silver nano immediately after 5 minute mixing at room temperature (Blue line indicates 0% silver nano, Red line indicates 1 % silver nano, Green line indicates 2 % silver nano, Purple line indicates 3% silver nano).



รูปที่ 3 สเปกตรัมอินฟราเรดของอะคริลิกเรซินที่มีอนุภาคนาโนเงินความเข้มข้นต่าง ๆ 24 ชั่วโมงหลังการเก็บรักษาในน้ำกลั่น เพื่อตรวจสอบระดับของโครงสร้างทางเคมีที่อุณหภูมิห้อง (เส้นสีน้ำเงินแสดงกลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 0, เส้นสีแดงแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 1, เส้นสีเขียวแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2, เส้นสีม่วงแสดง กลุ่มชิ้นงานอะคริลิกที่มีส่วนประกอบของอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 3)

Figure 3 FTIR spectra of representative specimen of silver nano containing acrylic resin with different percentage of silver nano after 24 hour setting at room temperature (Blue line indicates 0 % silver nano, Red line indicates 1 % silver nano, Green line indicates 2 % silver nano, Purple line indicates 3 % silver nano).

นอกเหนือจากการนำอนุภาคเงินมาใช้ในทางอุตสาหกรรมแล้ว ในทางการแพทย์อนุภาคนาโนเงินถูกนำมาใช้เป็นส่วนประกอบของวัสดุเคลือบผิวร่วมกับสารกระตุ้นการสร้างกระดูกในอวัยวะกระดูกฝัง (Implant) เช่น ข้อเข่าเทียมเพื่อใช้ทดแทนในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อม เนื่องจากการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมอาจติดเชื้อถึงร้อยละ 3 ยังคงมีความกังวลจากการนำอนุภาคนาโนเงินมาใช้เป็นสารต่อต้านเชื้อเกี่ยวกับความเป็นพิษต่อเซลล์ร่างกายมนุษย์ โดยได้รับการยืนยันจากงานวิจัยของ Fielding และคณะ ในปี ค.ศ.2012 พบว่า ความเป็นพิษของวัสดุเคลือบผิวที่มีส่วนประกอบของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite, HA) ร่วมกับอนุภาคนาโนเงินมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่า เมื่อเทียบกับวัสดุเคลือบผิวที่มีแต่ส่วนประกอบของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ทั้งนี้อาจขึ้นอยู่กับเทคนิคในการผสมส่วนของอนุภาคนาโนเงินเข้าไปส่วนของวัสดุเคลือบผิวที่มีไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นองค์ประกอบ²¹

การเติมอนุภาคนาโนเงินในชิ้นงานอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองซึ่งเป็นวัสดุที่นิยมนำมาเสริมฐานฟันเทียม ความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินในอะคริลิกเรซินที่เพิ่มขึ้น ความทนแรงอัดยิ่งเพิ่มมากขึ้น จึงทำให้คุณสมบัติทางกลของชิ้นงานอะคริลิกเรซินดียิ่งขึ้น สำหรับปริมาณที่เหมาะสมในการเติมอนุภาคนาโนเงิน พิจารณาเห็นว่าปริมาณที่เหมาะสม ควรเป็นปริมาณที่น้อยที่สุดที่เติมลงไปในส่วนผงของวัสดุฐานฟันเทียมชนิดบ่มเองแล้วให้ผลในการต้านทานเชื้อจุลชีพ สำหรับการทดลองนี้ได้แก่ ปริมาณความเข้มข้นที่ร้อยละ 1 การเติมอนุภาคนาโนเงินในปริมาณมาก ควรคำนึงถึงการตกค้างของอนุภาคนาโนเงินในระบบร่างกาย²² และผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุ นอกจากนี้จะเป็นการเพิ่มต้นทุนในการผลิต จึงควรพิจารณาใช้ปริมาณความเข้มข้นที่น้อยที่สุด

คุณสมบัติทางกล (Mechanical property) อีกด้านที่สำคัญของวัสดุฐานฟันเทียม คือ ความทนแรงดัด (Flexural strength) ที่ดี เพื่อป้องกันการแตกหักของฟันเทียมที่เกิดจากการใช้งาน เนื่องจากฟันเทียมส่วนมากมีการแตกหักที่ตรงกึ่งกลางของฟันเทียม (Midline) ซึ่งมีสาเหตุมาจากการบิดงอ (Flexing) ของฟันเทียมขณะเคี้ยว การศึกษาของ Sodagar และคณะ ในปี ค.ศ.2012 ได้ทำการทดสอบผลของอนุภาคนาโนเงินต่อคุณสมบัติทางกลด้านความทนแรงดัดของอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองยี่ห้อ Rapid repair (Dentsply, Weybridge, UK)

จะลดความทนแรงดัดของชิ้นงานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ถ้าเติมลงในยี่ห้อ Selecta Plus (Dentsply, Weybridge, UK) จะทำให้มีค่าความทนแรงดัดสูงขึ้น จึงสรุปได้ว่า ปัจจัยที่อาจมีผลต่อค่าความทนแรงดัดของวัสดุฐานฟันเทียมขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย รวมถึงความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงิน และชนิดของอะคริลิกที่ใช้อีกด้วย²³ ในการทดลองนี้ ผลของความทนแรงดัดหลังจากเติมอนุภาคนาโนเงินในอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองพบว่า ความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินในอะคริลิกเรซินที่เพิ่มมากขึ้น ความทนแรงอัดยิ่งมีค่าสูงขึ้น เมื่อพิจารณาโครงสร้างในระดับจุลภาคที่ได้จากอิเล็กตรอนไมโครสโคป จะพบการกระจายตัวของอนุภาคซิลเวอร์ในเนื้อเมทริกซ์ของอะคริลิกเรซินเช่นเดียวกับวัสดุอุดแทรกชนิดอื่น ๆ เช่น อนุภาคแก้ว เส้นใยแก้ว และเส้นใยไนลอน ที่เสริมคุณสมบัติของเนื้อเมทริกซ์ จึงส่งผลให้มีความทนแรงอัดเพิ่มขึ้น²⁴

สารเงินซีไอไลต์เป็นสารประกอบเงินที่ประกอบไปด้วยแก้วที่มีส่วนประกอบของสารเงินและส่วนประกอบอื่น ๆ ถูกทำให้มีขนาดอนุภาคเล็กในระดับนาโนเมตร จัดเป็นอนุภาคนาโนเงินชนิดหนึ่ง²⁵ อนุภาคนาโนเงินนี้มีคุณสมบัติที่ดีในด้านการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย อีกทั้งยังมีคุณสมบัติไม่เป็นพิษ²⁶ สำหรับปริมาณในการเติมสารต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย มีรายงานวิจัยพบว่าการเติมอนุภาคนาโนเงินปริมาณร้อยละ 0.05 และ 0.2 ไม่รบกวนการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุฐานฟันเทียม โดยยังแสดงผลการต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย²³

จากการตรวจวิเคราะห์ระดับจุลภาคของอะคริลิกเรซินด้วยการสำรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) แสดงการกระจายตัวของอนุภาคนาโนเงินโดยทั่วไปในส่วนเนื้อวัสดุหรือ ส่วนของเมทริกซ์ของอะคริลิกเรซิน รายงานวิจัยของ Xu และคณะในปี ค.ศ. 2016²⁷ ได้ทำการทดลองเพิ่มคุณสมบัติการต่อต้านเชื้อและคุณสมบัติทางชีวภาพให้กับวัสดุอุดฟันที่มีส่วนประกอบของไทเทเนียม ที่ใช้สำหรับการทำอวัยวะเทียมเพื่อทดแทนการสูญเสียอวัยวะในคนไข้ด้วยเทคนิคการเคลือบผิวระดับนาโนด้วยสารเงินและสารโครโตซานเพื่อให้อนุภาคเงินกระจายตัวโดยทั่วพื้นผิวของวัสดุ และไม่เกิดการปลดปล่อยสารเงินที่เชื่อว่าอาจสร้างความเป็นพิษให้กับร่างกาย เทคนิคการเคลือบผิวเป็นชั้นเดียวสามารถช่วยเพิ่มคุณสมบัติทางชีวภาพให้กับวัสดุที่มีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อ เนื่องจากวัสดุสามารถยึดติดที่บริเวณผิวของวัสดุเท่านั้น

จากผลการตรวจวิเคราะห์ทางสเปกโตรสโกปี ด้วยวิธี FTIR พบว่า มีจุดสูงสุดจุดแรกที่มีความยาวคลื่น 3200-2800 ซึ่งตรงกับหมู่ฟังก์ชันของไฮโดรคาร์บอนอัลคีน (C=C) ที่เป็นหมู่

เอกสารอ้างอิง

ฟังก์ชันในอะคริลิกเรซินที่เกิดขึ้นหลังจากการเกิดพอลิเมอร์ ในทุกกลุ่มของอะคริลิกเรซินที่มีอนุภาคนาโนเงินความเข้มข้นต่าง ๆ (0, 1, 2, 3 %) นอกจากนี้ยังยืนยันด้วยจุดสูงสุดอันดับที่ 2 ที่ 1800 - 1600 ที่ตรงกับหมู่ฟังก์ชันของคาร์บอนิล (C=O) ของสารอะคริลิกเรซิน และเกิดขึ้นทั้งชิ้นงานตัวอย่าง หลังผสมผ่านไป 5 นาที และที่ 24 ชั่วโมง ของทุกกลุ่มการทดลอง ซึ่งผลการทดลองนี้สอดคล้องกับงานวิจัยของ Sahin และคณะ ในปี ค.ศ.2015²⁸ ยืนยันได้ว่า การเติมอนุภาคนาโนเงินไม่มีผลต่อการเกิดพอลิเมอร์ เนื่องจากจุดสูงสุดที่แสดงในกราฟของชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินไม่แตกต่างกัน เมื่อพิจารณาพร้อมกับ SEM อนุภาคนาโนเงินนั้นอาจอยู่ในรูปแขวนลอยในเนื้ออะคริลิกเรซิน ไม่ได้เข้าไปทำปฏิกิริยากับเมทิลเมทาคริเลต (MMA)

ความทนแรงอัดของอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองที่มีอนุภาคนาโนเงินร้อยละ 2 และ 3 นั้นมีค่าไม่แตกต่างกัน เนื่องจากการเพิ่มปริมาณของอนุภาคนาโนเงินซึ่งเป็นอนุภาคที่มีขนาดเล็กมาก มีพื้นที่ผิวต่อปริมาตรที่เพิ่มขึ้น (High surface area to volume ratio) ทำให้การกระจายตัวลดลง ส่งผลให้ความทนแรงอัดของวัสดุทั้งก่อนมวลไม่สม่ำเสมอ มีความเป็นไปได้ที่ความแข็งแรงทั้งก่อนมวลสารอาจมีค่าลดลง จึงควรมีการทดลองต่อไปโดยเพิ่มอนุภาคนาโนเงินเป็นร้อยละ 4 5 และ 6 ตามลำดับ เพื่อศึกษาความทนแรงอัดมีแนวโน้มที่จะลดลงเมื่อเพิ่มความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินหรือไม่ อย่างไรก็ตาม การเติมอนุภาคนาโนเงินในปริมาณมาก ควรคำนึงถึงการตกค้างของอนุภาคนาโนเงินในระบบร่างกายด้วย

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาขั้นต้นในการเติมสารต่อต้านเชื้อในการใช้ออนุภาคนาโนเงินเป็นส่วนประกอบสำหรับวัสดุฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง เพื่อปรับปรุงวัสดุให้มีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อ จึงควรมีการศึกษากลไกการปลดปล่อย (leach out) อนุภาคนาโนเงินจากอะคริลิกเรซิน และกลไกการยับยั้งเชื้อ รวมถึงการประเมินผลของการเติมอนุภาคนาโนเงินต่อคุณสมบัติทางกายภาพ และคุณสมบัติทางกลด้านอื่น ๆ ต่อไป

สรุป

การเติมอนุภาคนาโนเงินที่ในอะคริลิกเรซินชนิดบ่มเองที่มีความเข้มข้นต่าง ๆ กัน มีผลต่อคุณสมบัติความทนแรงอัด ความเข้มข้นของอนุภาคนาโนเงินในอะคริลิกเรซินที่เพิ่มมากขึ้น ความทนแรงอัดยังมีค่าสูงขึ้น อนุภาคนาโนเงินฝังตัวเข้าไปในพอลิเมอร์เมทริกซ์ และมีการกระจายเป็นเนื้อเดียวกันบนพื้นผิวของชิ้นงาน และการเติมอนุภาคนาโนเงินไม่มีผลต่อการเกิดพอลิเมอร์ของอะคริลิกเรซิน

1. McCabe JF, Basker RM. Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application. *Br Dent J* 1976;140:347-50.
2. Radford D, Sweet S, Challacombe S, Walter J. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998;26:577-83.
3. Chen W, Oh S, Ong AP, Oh N, Liu Y, Courtney HS, et al. Antibacterial and osteogenic properties of silver-containing hydroxyapatite coatings produced using a sol gel process. *J Biomed Mater Res A* 2007;82:899-906.
4. de Castro DT, Valente ML, da Silva CH, Watanabe E, Siqueira RL, Schiavon MA, et al. Evaluation of antibiofilm and mechanical properties of new nanocomposites based on acrylic resins and silver vanadate nanoparticles. *Arch Oral Biol*. 2016;67:46-53.
5. Aimjirakul N, Ekworapoj P, Poolnuam T. Silver nanoparticle in dentistry. *SWU Dent J* 2013;6:77-86.
6. Chaloupka K, Malam Y, Seifalian AM. Nanosilver as a new generation of nanoparticle in biomedical applications. *Trends Biotechnol* 2010;28:580-8.
7. Lok CN, Ho CM, Chen R, He QY, Yu WY, Sun H, et al. Proteomic analysis of the mode of antibacterial action of silver nanoparticles. *J Proteome Res* 2006;5:916-24.
8. Dastjerdi R, Montazer M. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2010;79:5-18.
9. Cheng L, Zhang K, Weir MD, Liu H, Zhou X, Xu HH. Effects of antibacterial primers with quaternary ammonium and nano-silver on *Streptococcus mutans* impregnated in human dentin blocks. *Dent Mater* 2013;29:462-72.
10. Cheng L, Weir MD, Xu HH, Antonucci JM, Kraigsley AM, Lin NJ, et al. Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposites with a quaternary ammonium dimethacrylate and silver nanoparticles. *Dent Mater* 2012;28:561-72.
11. Beyth N, Yudovin-Farber I, Bahir R, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial activity of dental composites contain-

- ing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials* 2006;27:3995-4002.
12. Flores CY, Diaz C, Rubert A, Benitez G, Moreno M, Fernández Lorenzo de Mele M, *et al.* Spontaneous adsorption of silver nanoparticles on Ti/TiO₂ surfaces. Antibacterial effect on *Pseudomonas aeruginosa*. *J Colloid Interface Sci* 2010;350:402-8.
 13. Liao J, Anchun M, Zhu Z, Quan Y. Antibacterial titanium plate deposited by silver nanoparticles exhibits cell compatibility. *Int J Nanomedicine* 2010;5:337-42.
 14. Antonucci JM, Zeiger DN, Tang K, Lin-Gibson S, Fowler BO, Lin NJ. Synthesis and characterization of dimethacrylates containing quaternary ammonium functionalities for dental applications. *Dent Mater* 2012;28:219-28.
 15. Arendorf TM, Walker DM. Denture stomatitis: a review. *J Oral Rehabil* 1987;14:217-27.
 16. McNally L, Gosney MA, Doherty U, Field EA. The orodental status of a group of elderly in-patients: a preliminary assessment. *Gerodontology* 1999;16:81-4.
 17. Dagistan S, Aktas AE, Çağlayan F, Ayyildiz A, Bilge M. Differential diagnosis of denture-induced stomatitis, *Candida*, and their variations in patients using complete denture: a clinical and mycological study. *Mycoses* 2009;52:266-71.
 18. 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: 53-9.
 19. Khunluang A, Aimjirakul N. Silver nanoparticles in resin acrylic denture base. *SWU Dent J* 2014;7:60-7.
 20. Poolnuam T, Aimjirakul N, Ekworapoj P. Effect of silver nanoparticles on antimicrobial property of acrylic denture base. *SWU Dent J* 2014;7(Suppl):18-25.
 21. Fielding GA, Roy M, Bandyopadhyay A, Bose S. Antibacterial and biological characteristics of silver containing and strontium doped plasma sprayed hydroxyapatite coatings. *Acta Biomater* 2012;8:3144-52.
 22. You C, Han C, Wang X, Zheng Y, Li Q, Hu X, *et al.* The progress of silver nanoparticles in the antibacterial mechanism, clinical application and cytotoxicity. *Mol Biol Rep* 2012;39: 9193-201.
 23. Sodagar A, Kassaei MZ, Akhavan A, Javadi N, Arab S, Kharazifard MJ. Effect of silver nano particles on flexural strength of acrylic resins. *J Prosthodont Res* 2012;56:120-4.
 24. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001;86:424-27.
 25. Ekworapoj P. Effect of silver zeolites agent on antibacterial property of conventional glass ionomer cement. *SWU Dent J* 2013;6:12-24.
 26. Acosta-Torres LS, Mendieta I, Nuñez-Anita RE, Cajero-Juárez M, Castaño VM. Cytocompatible antifungal acrylic resin containing silver nanoparticles for dentures. *Int J Nanomedicine* 2012;7:4777-86.
 27. Xu Z, Li M, Li X, Liu X, Ma F, Wu S, *et al.* Antibacterial Activity of Silver Doped Titanate Nanowires on Ti Implants. *ACS Appl Mater Interfaces* 2016;8:16584-94.
 28. Sahin O, Ozdemir AK, Turgut M, Boztug A, Sumer Z. Investigation of flexural strength and cytotoxicity of acrylic resin copolymers by using different polymerization methods. *J Adv Prosthodont* 2015;7:98-107.

คุณสมบัติทางเคมีกายภาพและความสามารถในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ของไหมเย็บที่ชุบด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต

Physicochemical and Antimicrobial Properties of Silk Suture Soaked in Chlorhexidine Gluconate

ศรีสุรางค์ สุธประยาศรี¹, เขมรัฐ เขมวงศ์², ฟุนโซ โชเด็น³, กัญญวรา วิโรจน์สกุลชัย³, ประยูรสิริ คณานุรักษ์³, ลลิตา เจียมกัตถัญญ³ และ วิวรา วัชรานุกรักษ์³

Srisurang Suttapreyasri¹, Kemarajt Kemavongse², Phuntsho Choden³, Kanvara Virojsakulchai³, Prayoonsiri Kananuruck³, Lalita Jeamkatanyoo³ and Vivara Watcharanuruk³

¹ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา

¹Department of Surgery, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkla

²หน่วยส่งเสริมและพัฒนางานวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา

²Research Facilitation and Development Unit, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkla

³คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา

³Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkla

บทคัดย่อ

การศึกษามีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินสมบัติทางเคมีกายภาพ รูปแบบการปลดปล่อยยา และความสามารถในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ของไหมเย็บที่แช่ในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต โดยไหมเย็บขนาด 3/0 จะถูกแช่ในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 0.12 หรือ 0.2 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และนำไปทำแท่งที่อุณหภูมิห้อง (วิธีแห้ง) หรือเก็บในสารละลายคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต (วิธีเปียก) และทำการเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมในด้านเคมีกายภาพ (ค่าทนแรงดึง ลักษณะเส้นใย รูพรุน และการมีอยู่ของคลอเฮกซิดีน) รูปแบบการปลดปล่อยยาและความสามารถในการฆ่าเชื้อจุลชีพ ผลการศึกษาพบว่าไหมเย็บกลุ่มศึกษามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและค่าเฉลี่ยรูพรุนเพิ่มขึ้น แต่ไม่มีความแตกต่างของค่าการทนแรงดึง เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม จาก FTIR และ EDX พบคลอเฮกซิดีนอยู่บริเวณผิวและแทรกอยู่ในช่องว่างระหว่างเส้นใยไหม มีการปลดปล่อยคลอเฮกซิดีนอย่างรวดเร็วใน 24 ชั่วโมงแรก และต่อเนื่องในปริมาณต่ำอย่างน้อย 7 วัน ไหมเย็บที่เตรียมด้วยวิธีเปียกสามารถฆ่าเชื้อแบคทีเรียได้สูงกว่าวิธีแห้ง ($p < 0.05$) โดยความเข้มข้นไม่มีผลต่อฤทธิ์ต้านเชื้อจุลชีพ โดยสรุปการแช่ไหมในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 0.12 หรือ 0.2 ทำให้มีคลอเฮกซิดีนคงอยู่ในไหมเย็บและปลดปล่อยได้จนถึงวันที่ 7 โดยไม่ส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติทางกายภาพ การเตรียมไหมด้วยวิธีเปียกสามารถฆ่าเชื้อแบคทีเรียได้ดีกว่าวิธีแห้งโดยไม่ขึ้นกับความเข้มข้นของยา

คำสำคัญ: คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต, ด้านเชื้อจุลชีพ, สมบัติเคมีกายภาพ, วัสดุเย็บ, ไหมเย็บ

Abstract

The objectives of this study were to determine the physicochemical property, drug releasing pattern, and antibacterial efficacy of silk suture soaked in chlorhexidine gluconate (CHX). The 3/0 black silk sutures were immersed in 0.12 % or 0.20 % CHX for 24 hour. Then, the sutures were prepared by either dried at room temperature (dry preparation) or stored in the CHX (wet preparation) and compared to the control untreated silk suture in the aspect of the physicochemical property (tensile strength, surface morphology, porosity, and existence of CHX), drug releasing pattern, and antimicrobial activity. Results showed that CHX-soaked silk sutures exhibited greater diameter and average pore size compare to the control. There was no significant difference of the tensile strength between CHX-soaked silk suture and control group. FTIR and EDX showed CHX deposition on the surface and interstices of silk and burst release in first 24 hours before slow release until the 7th day with no statistical significance between CHX groups. Antimicrobial efficacy was higher for wet- than dry- preparation of CHX-soaked silk suture ($p<0.05$), while there was no significant difference between the concentrations used. In conclusion, soaked silk suture with 0.12 % or 0.20 % CHX could accumulate and release the CHX until the 7th day without compromising the physical properties of the sutures. The wet preparation showed better antimicrobial property without the difference between the 0.12 % or 0.2 % concentration.

Keywords: Chlorhexidine gluconate, Antimicrobial, Physio-chemical, Suture material, Silk

Received Date: Jul 27, 2016

Accepted Date: Oct 7, 2016

doi: 10.14456/jdat.2017.7

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ศรีสุรางค์ สุทธิปรียาศรี ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หาดใหญ่ สงขลา 90112 ประเทศไทย โทรศัพท์: 074-429876

โทรสาร: 074-429876 E-mail: srisurang.s@psu.ac.th

Correspondence to:

Srisurang Suttapreyasri. Department of Surgery, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla, 90112 Thailand Tel: 074-429876

Fax: 074-429876 E-mail: srisurang.s@psu.ac.th

วัสดุเย็บแผล (suture material) ทำหน้าที่ในการคงตำแหน่งเนื้อเยื่อบริเวณขอบแผลให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม จนเนื้อเยื่อบริเวณแผลมีความแข็งแรงเพียงพอในการป้องกันการเกิดการฉีกขาดของปากแผล เนื่องจากสภาวะในช่องปากต่างจากสภาวะที่ตำแหน่งอื่นของร่างกาย โดยมีน้ำลายปกคลุมเนื้อเยื่อช่องปาก และหลอดเลือดมาเลี้ยงใต้ชั้นเนื้อเยื่อจำนวนมาก นอกจากนั้นเนื้อเยื่อและอวัยวะในช่องปากเกี่ยวข้องกับการพูด การบดเคี้ยวและการกลืน¹ วัสดุเย็บแผลที่ใช้ในช่องปากจึงต้องมีคุณสมบัติที่มีความแข็งแรง มีความทนทานต่อการดึง จับปมได้ดี มีความยืดหยุ่นที่เหมาะสมและไม่ก่อให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อช่องปาก ในขณะเดียวกันวัสดุเย็บแผลต้องยับยั้งหรือไม่ส่งเสริมให้เกิดการสะสมของเชื้อแบคทีเรียบนเส้นใยของวัสดุเย็บที่เผยผิวด้านต่ออาหารและของเหลวในช่องปาก

ไหมเย็บ (silk suture) เป็นวัสดุเย็บแผลที่ไม่ละลายตัว หลายเส้นใย (multifilament) ชนิดพันเกลียว (braided) มีความแข็งแรง สามารถจับถือได้ง่าย มีราคาถูกเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเย็บแผลประเภทอื่น จึงเป็นวัสดุที่ถูกใช้มากที่สุดในทางทันตกรรม และถูกกำหนดเป็นมาตรฐานการใช้งาน (standard of performance) ในด้านคุณสมบัติการจับถือ (handling characteristic)¹

บทบาทของวัสดุเย็บแผลต่อการเกิดการติดเชื้อของแผลได้มีการศึกษามาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960^{2,3} โดยพบว่าวัสดุเย็บแผลเป็นปัจจัยก่อให้เกิดการติดเชื้อในบริเวณรอยแผลผ่าตัดถึงร้อยละ 66⁴ การศึกษาของ Katz และคณะ³ พบว่าวัสดุเย็บแผลชนิดหลายเส้นใยหรือชนิดพันเกลียวมีจำนวนแบคทีเรียที่เกาะมากกว่าวัสดุชนิดเส้นใยเดี่ยว (monofilament) ถึง 8 เท่า เนื่องจากมีผิวที่ขรุขระและมีพื้นที่ผิวสัมผัสมากกว่า⁵ โดยแบคทีเรียเหล่านี้จะเข้าสู่เนื้อเยื่อใต้ไหมได้ด้วยการซึมตามรูเล็ก (capillary action) และคุณสมบัติการดูดซึมของเหลว ซึ่งทำให้ไหมเกิดการบวมพองในเส้นไหม การบวมจะเพิ่มระยะห่างระหว่างเส้นใย ซึ่งเพิ่มการเกิดการซึมตามรูเล็กของไหมและยังเพิ่มช่องว่างระหว่างเส้นใย ซึ่งเป็นที่อยู่ของจุลินทรีย์เมื่อมีการยืดเกาะของจุลินทรีย์บนไหม⁶ การตัดและนำไหมเย็บออกจากช่องปากจะทำให้แบคทีเรียกระจายตัวเป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญในผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการติดเชื้อแทรกซ้อน เช่น ผู้ป่วยโรคเบาหวานและโรคหัวใจ^{7,8}

การมีไหมเย็บอยู่ในช่องปากส่งเสริมให้เกิดการสะสมของคราบจุลินทรีย์เป็นชั้นหนาปกคลุมผิววัสดุเย็บแผล ซึ่ง

ประกอบด้วยแบคทีเรีย เดบรีส (debris) และ เซลล์เม็ดเลือด⁹ โดยร้อยละ 66 ของเชื้อบริเวณแผลผ่าตัด มีความสัมพันธ์กับเชือบนไหมเย็บ⁴ การมีสิ่งแปลกปลอมในบริเวณแผลส่งเสริมให้เกิดการติดเชื้อของเนื้อเยื่อข้างเคียงได้ง่ายขึ้น และขบวนการทำให้ปราศจากเชื้อในบริเวณแผลไม่สามารถเกิดได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากไหมเย็บมีพื้นผิวที่ไม่มีการลอกหลุดไป ทำให้แบคทีเรียสามารถยึดเกาะได้ง่าย^{10,11} Mingmalairak และคณะ¹² รายงานถึงจำนวนแบคทีเรียที่จำเป็นต้องใช้ในการทำให้เกิดการติดเชื้อของแผลจะลดลง 10,000 เท่า ถ้ามีไหมเย็บอยู่เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีไม่มีไหมเย็บ นอกจากนี้ยังพบว่าแผ่นคราบจุลินทรีย์บนไหมเย็บเป็นแหล่งที่ทำให้เกิดการติดเชื้อ ส่งผลให้แผลผ่าตัดในช่องปากหายช้ากว่าปกติ มีรายงานการติดเชื้อหลังผ่าตัดฟันคุดล่างซี่ที่ 3 ถึงร้อยละ 2.6 ซึ่งส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยในการดำเนินชีวิตประจำวัน การสูญเสียบุคคลากรและทรัพยากรในการรักษาอาการติดเชื้อ¹³

การแช่วัสดุเย็บแผลในสารทำลายเชื้อจุลชีพเป็นการยับยั้งกระบวนการสร้างคราบจุลินทรีย์ที่เริ่มมีการศึกษาอย่างกว้างขวาง เช่น โพลีเอครีติก 910 เคลือบไตรโคซาน หรือ ไวคริว พลัส (Vicryl Plus®) เป็นวัสดุเย็บแผลต้านจุลชีพชนิดแรกที่มีการผลิตออกมาจำหน่าย¹² โดยมีการใช้อย่างกว้างขวางในการเย็บแผลบริเวณใต้ชั้นผิวหนัง Mingmalairak และคณะ¹² พบว่าการใช้ไวคริว พลัส มีความปลอดภัย แต่ไม่พบความแตกต่างของผลการติดเชื้อบริเวณแผลผ่าตัดเมื่อเทียบกับไวคริวปกติในการเย็บแผลเย็บช่องท้อง (abdominal sheath) Lass และคณะ¹⁴ ศึกษาการใช้วัสดุเย็บที่เคลือบไตรโคซานในการผ่าตัดเนื้องอกบริเวณหน้าอก โดยวัสดุเย็บดังกล่าวสามารถลดอุบัติการณ์การเกิดผลแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับวัสดุเย็บแผลในผู้ป่วยกลุ่มเสี่ยง (ก่อนเนื้องอกกระจายหลายตำแหน่ง มีการเลาะต่อมน้ำเหลืองบริเวณรักแร้ และ อายุมากกว่า 55 ปี) Cruz และคณะ¹⁵ รายงานการใช้ไหมเย็บที่เคลือบด้วยสารต้านจุลชีพโอโอโดฟอร์มกับน้ำมันดอกดาวเรืองฝรั่งในการเย็บแผลผ่าตัดในช่องปาก โดยพบว่าไหมเย็บที่เคลือบด้วยสารต้านจุลชีพมีปริมาณแบคทีเรียต่ำกว่ากลุ่มไหมเย็บควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกช่วงเวลาการศึกษาที่วันที่ 1, 3, 5, 7, 15 หลังการผ่าตัด

คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต (Chlorhexidine gluconate) เป็นยาปฏิชีวนะใช้ในการรักษาทั่วไป มีฤทธิ์กว้างในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียและยีสต์ สามารถป้องกันการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์ คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตเป็นยาที่มีความปลอดภัยเนื่องจากไม่

ดูดซึมสู่ระบบทางเดินอาหาร ไม่ผ่านรก และน้ำนม มีการปลดปล่อยสารและการเกิดพิษฉับพลันในช่องปากอยู่ในระดับต่ำ มีประสิทธิภาพเป็นที่ยอมรับในการปฏิบัติทางคลินิก¹⁶ ซึ่งระดับความเข้มข้นของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตร้อยละ 0.12 มีผลทางคลินิกเท่ากับความเข้มข้นร้อยละ 0.2 แต่ถ้าใช้ความเข้มข้นต่ำกว่า ร้อยละ 0.12 ผลการยับยั้งจุลินทรีย์ที่ได้จะต่ำลงอย่างชัดเจน¹⁷ มีการประยุกต์ใช้คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตในคลินิกหลากหลายรูปแบบ เช่น น้ำยาบ้วนปาก เจลและสเปรย์ เป็นต้น

เนื่องจากตัววัสดุไหมเย็บส่งเสริมให้เกิดการตอบสนองของเนื้อเยื่อชนิด การอักเสบรุนแรง (acute inflammation response) จากโปรตีนองค์ประกอบในไหม¹⁸ และการมีสิ่งแปลกปลอมต่อเนื้อเยื่อของร่างกาย และการตอบสนองของเนื้อเยื่อผิวหนังจะยาวนานขึ้น เมื่อมีการสะสมของเชื้อแบคทีเรียซึ่งเป็นสิ่งที่หลีกเลี่ยงไม่ได้เมื่อมีการใช้ไหมเย็บในช่องปาก เมื่อการสะสมของคราบจุลินทรีย์และเชื้อแบคทีเรียเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้แผลเย็บหายช้ากว่าปกติ และส่งเสริมการติดเชื้อของแผลผ่าตัดในช่องปาก งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินคุณสมบัติทางเคมีกายภาพ รูปแบบการปลดปล่อยยา และความสามารถในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ของไหมที่แช่ในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

1. ไหมเย็บที่ใช้ทำการศึกษา

ไหมเย็บ (Pearsalls Limited® Braided Silk wax US3/0) ความยาว 30 เซนติเมตร ที่ผ่านกระบวนการทำไร้เชื้อด้วยหม้อนึ่งอัดไอน้ำ จะถูกนำมาแช่ในสารละลายคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต ปริมาตร 10 มิลลิลิตร ความเข้มข้นร้อยละ 0.12 หรือร้อยละ 0.20 (ฝ่ายเภสัชกรรม โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์) ก่อนนำไปทำแท่งที่อุณหภูมิห้องภายใต้ตู้ดูดควัน เป็นเวลา 48 ชั่วโมง และเก็บในภาชนะที่ปราศจากเชื้อก่อนการนำมาใช้ (วิธีแห้ง: dry12, dry20) หรือเก็บแบบเปียกในสารละลายที่ทำกรแช่ (วิธีเปียก: wet12, wet20) เปรียบเทียบกับไหมเย็บกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้แช่ด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต (control)

2. การศึกษาลักษณะทางกายภาพของไหมเย็บ

2.1 การศึกษาค่าทนแรงดึง (Tensile strength)

ทดสอบค่าความทนแรงดึงด้วยเครื่อง Universal Testing Machine (Lloyd instruments, LRX-Plus, AME-TEK Lloyd Instrument Ltd., Hampshire, UK) ไหมเย็บ

กลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษารวม 5 กลุ่ม ความยาวกลุ่มละ 30 เซนติเมตร กลุ่มละ 10 ชิ้น ทำการทดสอบโดยใช้แรงดึงต่อเนื่องด้วยอัตรา 20 มิลลิเมตรต่อนาที ค่าการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นและแรงที่ใช้จะถูกบันทึกจนไหมเย็บขาด

2.2 การศึกษาลักษณะพื้นผิว และรูปร่างโครงสร้างใน 3 มิติ

ศึกษาลักษณะพื้นผิวของไหมเย็บด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope; SEM; FEI Quanta 400) ไหมเย็บกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษารวม 5 กลุ่ม กลุ่มละ 1 ชิ้น ทำการถ่ายภาพที่กล้องขยาย 300x 1000x และ 5000x

ศึกษาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ปริมาตร และรูพรุนด้วยเครื่องเอ็กซ์เรย์ไมโครโทโมกราฟี (Microtomography; microCT µCT35, Scanco, Switzerland) ไหมเย็บกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษารวม 5 กลุ่ม กลุ่มละ 1 ชิ้น โดยไหมเย็บจะถูกวางในหลอดใส่วัสดุทดสอบ (sample holder) ขนาด 12.3 มิลลิเมตร ทำการวิเคราะห์โดยตั้งค่าแหล่งกำเนิดรังสีที่ 70kVp 114µA และเวลาอินทิเกรชัน (integration time) 400 มิลลิวินาที

2.3 การศึกษาการมีอยู่ของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตในไหมเย็บ

ทดสอบหมู่ฟังก์ชันของสารโดยใช้โฟเรียทรานสฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ (Fourier Transform Infrared Spectrometer; FTIR, EQUINOX 55, Bruker Wissemburg, France) ซึ่งจะแสดงสเปกตรัมองค์ประกอบทางเคมีของตัวอย่างที่เปลี่ยนแปลงจากเดิม และการมีอยู่ของธาตุคลอรีนที่เป็นองค์ประกอบของสารประกอบคลอเฮกซิดีนบนไหมด้วยชุดอุปกรณ์วิเคราะห์ธาตุเชิงพลังงาน (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy; EDS, Oxford Instruments X-Max 80 EDX) โดยมีจำนวนตัวอย่างของแต่ละกลุ่มกลุ่มละ 1 ชิ้น

3. การศึกษารูปแบบการปลดปล่อยยา (Drug release profile)

ศึกษาปริมาณคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตที่ปลดปล่อยออกจากไหมเย็บ โดยนำไหมเย็บแช่ในน้ำดีไอออนซ์ปริมาตร 10 มิลลิลิตร ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ทำการเก็บตัวอย่างสารละลายปริมาตร 2 มิลลิลิตร จากนั้นทำการเติมน้ำดีไอออนซ์กลับเข้าไปให้ได้ปริมาตรเท่าเดิม ทำการวัดความเข้มข้นของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต โดยใช้เครื่องวัดการดูดกลืนแสง (UV visible spectrophotometer) ที่ความยาวคลื่น 280 นาโนเมตร โดยทำการเก็บตัวอย่างสารละลายในเวลาที่ 0, 15, 30, 45 นาที และ ชั่วโมงที่ 1, 6, 12, 24, 48, 72, 96, 120, 144 และ 168 ทำการ

บันทึกผล ค่าที่ได้นำมาเทียบกับกราฟมาตรฐานของคลอสเทรียมเพื่อคำนวณปริมาณของยาต่อความยาวไหมเย็บที่ใช้ (มิลลิกรัม/30 เซนติเมตรของไหมเย็บ) โดยมีจำนวนตัวอย่างของแต่ละกลุ่มกลุ่มละ 5 ชิ้น วัดซ้ำ 3 ครั้ง

4. การศึกษาประสิทธิภาพของไหมเย็บที่แช่ด้วยคลอสเทรียมกลูโคเนตในการต้านแบคทีเรียทดสอบโดยวิธีอะการ์ดิฟฟัซัน (Agar diffusion assay)

ทำการเลี้ยงเชื้อสเตรปโตค็อกคัสมีวแทนส์ (*S. mutans* ATCC25175) สเตรปโตค็อกคัสแซนควิส (*S. sanguinis* ATCC10556) และ สเตรปโตค็อกคัสออราลิส (*S. oralis* ATCC6249) ในอาหารเลี้ยงเชื้อเบร็นฮาร์ท อินฟิวชันบรอต (BHI broth) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 18-24 ชั่วโมง เพื่อให้เชื้อเจริญอยู่ในช่วงล็อกเฟส (log phase) จากนั้นนำมาปรับความขุ่นของเชื้อให้ได้ความขุ่น 0.5 ที่ความยาวคลื่น 600 นาโนเมตร ทำการนับปริมาณเชื้อเริ่มต้นเป็น โคโลนีฟอร์มมิงยูนิตต่อมิลลิตร (CFU/ml) ด้วยวิธีสเปรดเพลท (spread plate method) โดยทำการเจือจาง เชื้อที่ปรับความขุ่นข้างต้นแบบ 10 เท่า ด้วยน้ำเกลือ (0.9 % NaCl) ให้ได้ความเข้มข้นที่ 10^{-1} - 10^{-8} ดูดสารละลายเชื้อแต่ละความเข้มข้นปริมาตร 100 ไมโครลิตร ลงบนอาหารไมติส ซาลิวาเรียส อะการ์ (Mitis salivarius agar, Difco USA) ใช้สเปรดเดอร์เกลี่ยให้ทั่วผิวอาหาร บ่มเชื้อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง ภายใต้สภาวะที่มีออกซิเจนต่ำ (micro-aerobic condition) ทำการนับจำนวนเชื้อในแต่ละความเข้มข้น โดยกำหนดนับเชือบนอาหารเลี้ยงเชื้อที่มีค่า ระหว่าง 30-300 โคโลนี สำหรับคำนวณปริมาณเชื้อเริ่มต้น จากนั้นใช้ไม้พันสำลีปราศจากเชื้อจุ่มลงในสารแขวนลอยของเชื้อที่ได้ปรับความขุ่นข้างต้น บิดให้หมาด ทำการป้าย ให้ทั่วผิวน้ำเพลทที่มีอาหารเบร็นฮาร์ท อินฟิวชันบรอต ที่มีความหนา 4 มิลลิเมตร ทิ้งไว้ 3-5 นาทีจนผิวน้ำอาหารแห้ง

นำไหมเย็บกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษาความยาว 2 เซนติเมตร วางบนอาหารเลี้ยงเชื้อ นำไปบ่มที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะที่มีออกซิเจนต่ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง บันทึกผลการศึกษาโดยการสังเกตโซนใส (clear zone) หรือบริเวณยับยั้งที่ไม่พบการเจริญของเชื้อแบคทีเรียที่เกิดขึ้น (inhibition zone) โดยวัดระยะบริเวณยับยั้งเป็นหน่วยมิลลิเมตร โดยมีจำนวนตัวอย่างของแต่ละกลุ่มกลุ่มละ 3 ชิ้น

5. การวิเคราะห์ผลทางสถิติ

วิเคราะห์ค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และทำการเปรียบเทียบพหุคูณของทูกีร์ (Turkey HSD) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

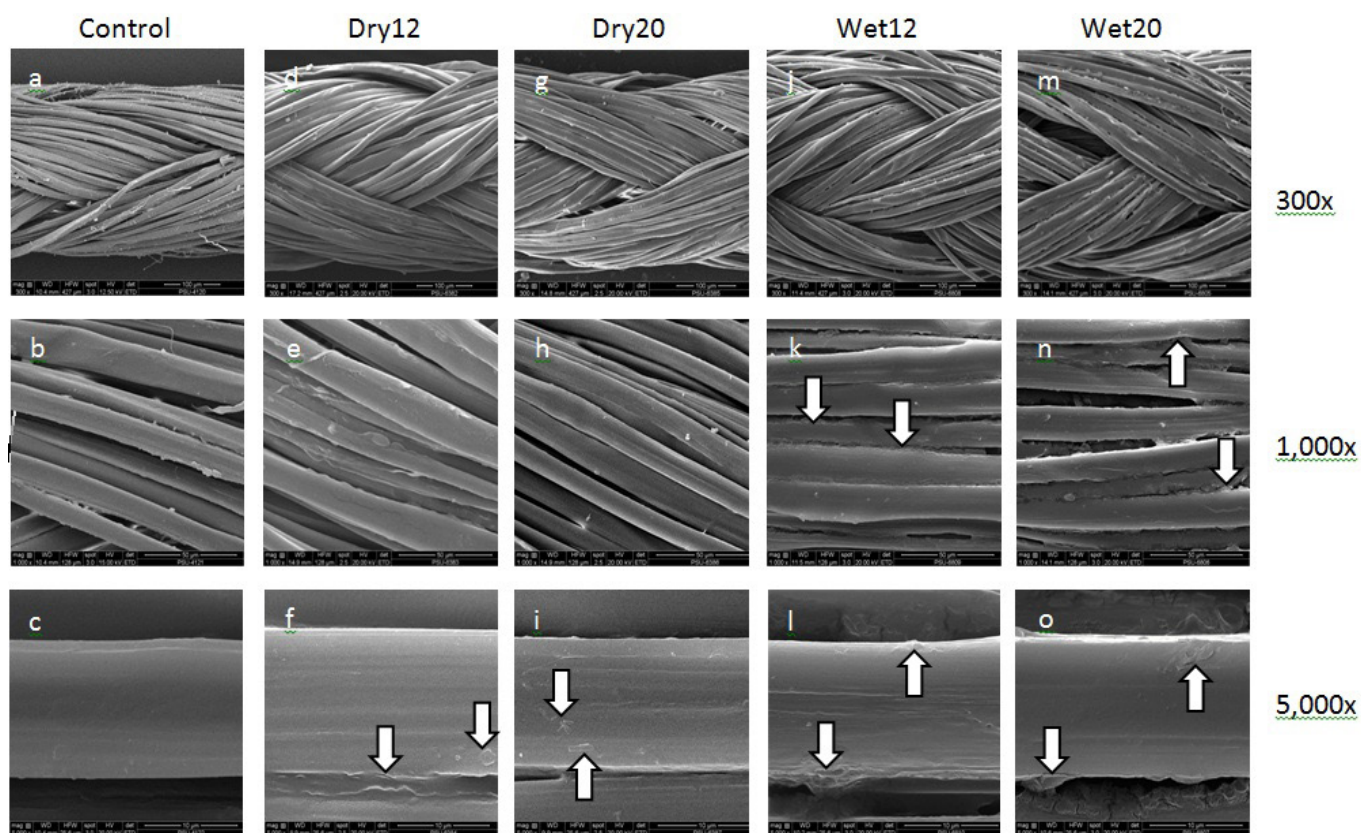
ผล

ผลการทนแรงดึงของไหมเย็บที่ชุบด้วยคลอสเทรียมกลูโคเนต

ไหมเย็บก่อนผ่านการทำไร่เชื้อมีค่าทนแรงดึงเฉลี่ย 20.12 ± 0.83 นิวตัน ซึ่งมีค่าสูงกว่ากลุ่มศึกษาอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อไหมเย็บผ่านการทำไร่เชื้อด้วยการนึ่งอัดไอน้ำซึ่งเป็นกลุ่มควบคุม มีค่าทนแรงดึงเฉลี่ย 16.87 ± 0.44 นิวตัน ไม่แตกต่างจากค่าทนแรงดึงของไหมเย็บที่แช่ด้วยคลอสเทรียมกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีแห้ง (dry12, 15.48 ± 1.23 นิวตัน และ dry20, 15.68 ± 0.90 นิวตัน ตามลำดับ) และวิธีเปียก (wet12, 15.96 ± 0.55 นิวตัน และ wet20, 15.06 ± 0.50 นิวตัน ตามลำดับ)

ผลการศึกษาลักษณะพื้นผิว และรูปร่างใน 3 มิติ

จากการศึกษารูปร่างพื้นผิวของไหมเย็บด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ที่กำลังขยาย 300x 1000x และ 5000x แสดงลักษณะของไหมเย็บเป็นวัสดุหลายเส้นใยชนิดพันเกลียว (รูปที่ 1: a - c) มีขนาดเฉลี่ย 296.96 ± 20.78 ไมโครเมตร โดยเมื่อแช่ด้วยคลอสเทรียมกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีแห้ง (dry12 รูปที่ 1: d - f และ dry20 รูปที่ 1: g - i) และ วิธีเปียก (wet12 รูปที่ 1: j - l และ wet20 รูปที่ 1: m - o) ขนาดเส้นไหมเย็บเฉลี่ยในกลุ่ม dry (343.36 ± 21.98 ไมโครเมตร) และ กลุ่ม wet (323.68 ± 17.26 ไมโครเมตร) มีขนาดใหญ่กว่ากลุ่มควบคุม โดยไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของขนาดเส้นใยไหมเย็บ (รูปที่ 1 c, f, i, l, o) และพบลักษณะของผลึกคลอสเทรียมกลูโคเนตเคลือบอยู่บนเส้นใยไหม



รูปที่ 1 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงลักษณะพื้นผิวของไหมกลุ่มควบคุม (a-c) โดยหลังแช่ไหมด้วย คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีแห้ง (d-i) และวิธีเปียก (j-o) เส้นไหมเย็บมีขนาดใหญ่ขึ้นกว่ากลุ่มควบคุม แต่ ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ลูกศร (↑) แสดงผลึกคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต กำลังขยาย 300x (a, d, g, j, m) 1000x (b, e, h, k, n) และ 5000x (c, f, i, l, o)

Figure 1 SEM images showing the surface topography of control (a-c). After immersing in CHX and preparing as dry (d--i) and wet (j--o), the diameter of silks are increased but did not reach the statistical difference. Arrows (↑) indicate the CHX on the silk fibrils. Magnification 300x (a, d, g, j, m), 1000x (b, e, h, k, n) and 5000x (c, f, i, l, o).

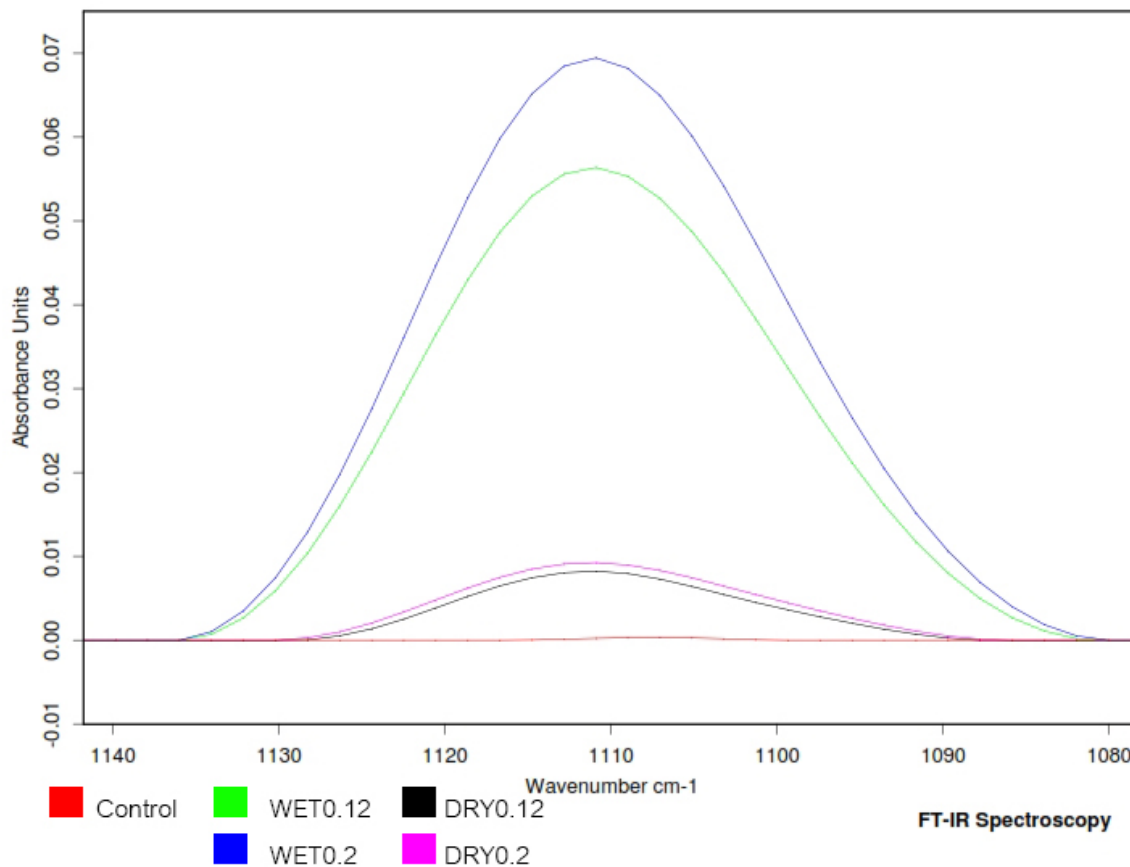
การศึกษาโครงสร้างใน 3 มิติด้วยเครื่องเอ็กซ์เรย์ไมโคร (0.72 ± 0.04 มิลลิเมตร³/มิลลิเมตร) wet12 (0.66 ± 0.06 มิลลิเมตร³/มิลลิเมตร) และ wet20 (0.99 ± 0.14 มิลลิเมตร³/มิลลิเมตร) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

โทโมกราฟีค่าเฉลี่ยปริมาตรรูพรุนต่อมิลลิเมตรของไหมเย็บในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.23±0.060 มิลลิเมตร³/มิลลิเมตร มีค่าต่ำกว่ากลุ่ม dry12 (0.62 ± 0.13 มิลลิเมตร³/มิลลิเมตร) dry20

ผลการศึกษาการมีอยู่ของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตในไหมเย็บ

ผลการศึกษาการดูดกลืนรังสีอินฟราเรด ที่ความยาวคลื่นช่วง 1080-1140 cm⁻¹ (รูปที่ 2) แสดงผลของพันธะ C-Cl ซึ่งเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต โดยพบ

การดูดกลืนรังสีอินฟราเรดเพิ่มขึ้นในกลุ่มศึกษา โดยมีค่าสูงสุดในกลุ่ม wet20 และ wet12

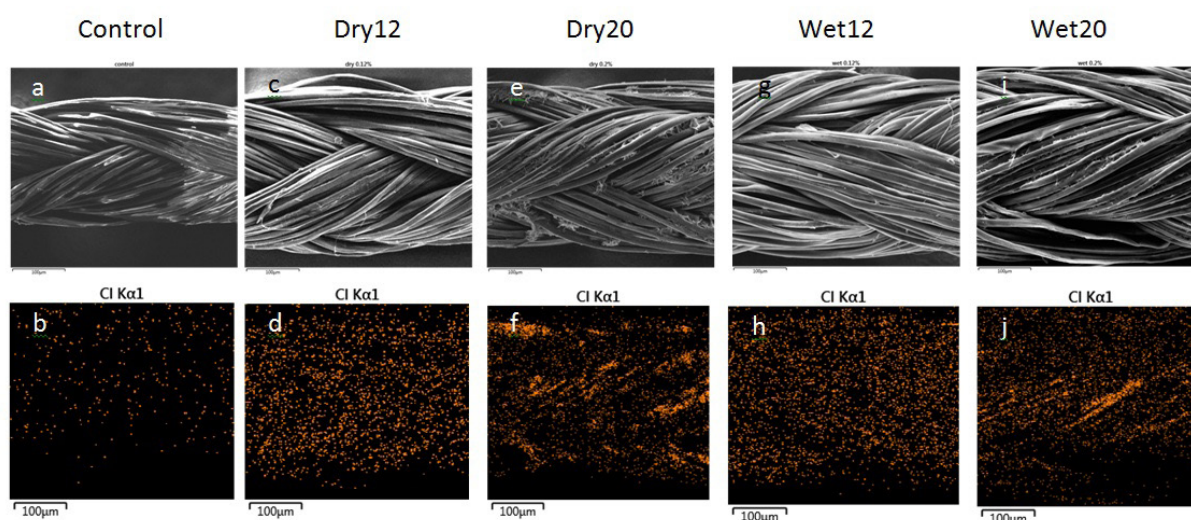


รูปที่ 2 ผลการดูดกลืนรังสีช่วงอินฟราเรดจาก FT-IR ที่ความยาวคลื่น $1080-1140\text{ cm}^{-1}$ ของพันธะ C-Cl จากไหมเย็บในกลุ่มควบคุม(สีแดง) dry12(สีดำ) dry20(สีม่วง) wet12(สีเขียว) wet20 (สีน้ำเงิน) พบการดูดกลืนรังสีในไหมเย็บที่แช่คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีเปียก (wet20 และ wet12) สูงกว่าไหมเย็บที่เตรียมด้วยวิธีแห้ง (dry20 และ dry12)

Figure 2 C-Cl infrared bonds in FT-IR spectra at $1080-1140\text{ cm}^{-1}$ of the suture samples: control(red), dry12 (black), dry20(purple), wet12(green), and wet20 (blue). The FT-IR spectrum of wet20, wet12 illustrate the larger absorbance bands compare to dry20 and dry12.

การศึกษาการมีอยู่ของธาตุคลอรีนที่เป็นองค์ประกอบของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต ด้วยวิธี SEM-EDX (รูปที่ 3) ไหมเย็บกลุ่มควบคุม ไม่พบธาตุคลอรีน ไหมเย็บกลุ่มศึกษา มีการกระจายตัวของธาตุคลอรีนตามการพันเกลียวของไหมและการ

สะสมของธาตุคลอรีนแปรผันตามการความเข้มข้นของคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต โดยการเตรียมด้วยวิธีเปียก มีธาตุคลอรีนมากกว่าวิธีแห้ง (ตารางที่ 1)



รูปที่ 3 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (a, c, e, g, i) และการวิเคราะห์ธาตุเชิงพลังงาน (b, d, f, h, j) แผนที่แสดงธาตุคลอรีนบนไหมเย็บ จุดสว่างสีส้มแสดงการกระจายตัวของธาตุคลอรีนบนพื้นผิวของไหม

Figure 3 SEM images (a, c, e, g, i) and EDX images (b, d, f, h, j). Chlorine mapping of sample sutures. The bright orange spots show the distribution of chlorine on the surface of sutures.

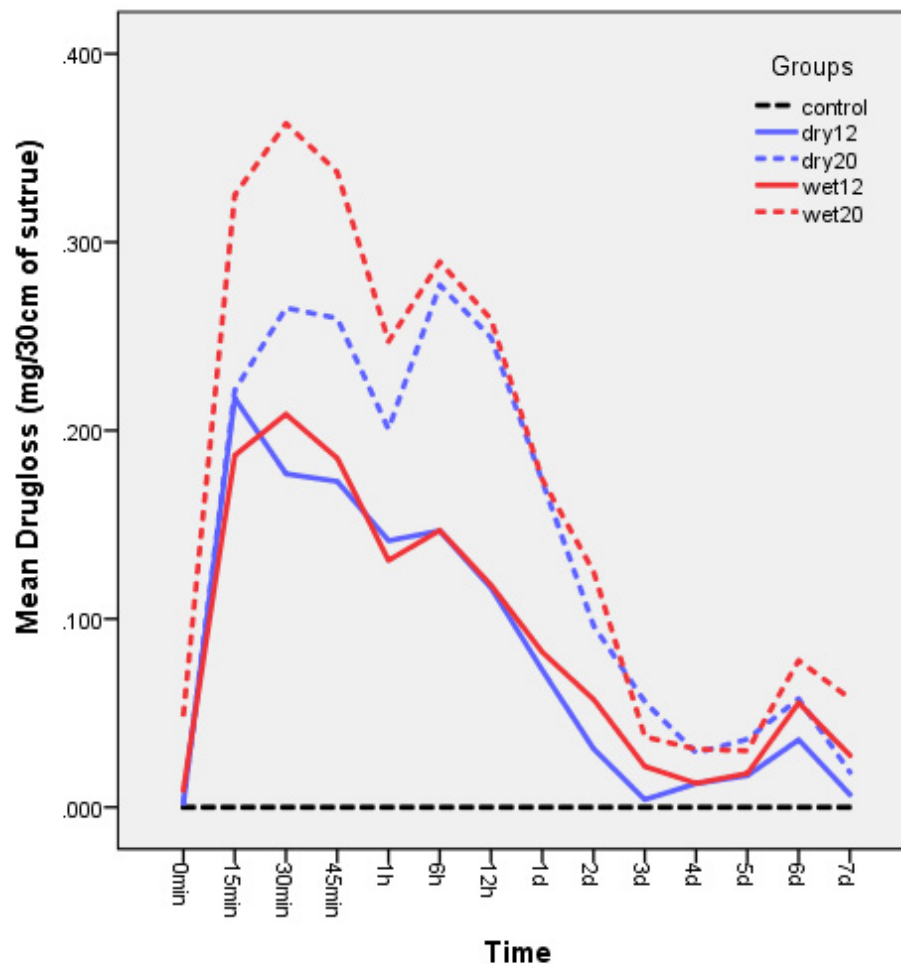
ตารางที่ 1 ปริมาณร้อยละของธาตุที่เป็นองค์ประกอบในไหมเย็บกลุ่มต่าง ๆ จากการวิเคราะห์ด้วยเครื่อง EDX
Table 1 Element composition (%) of suture samples determined using EDX.

Result Type	Weight %				
Spectrum Label	Control	dry 12	dry 20	wet 12	wet 20
C	57.92	56.52	55.97	54.36	53.66
N	14.75	13.83	14.72	13.97	15.33
O	26.70	28.55	27.43	30.07	28.88
Na	0.26	0.00	0.00	0.00	0.00
P	0.00	0.00	0.00	0.01	0.01
S	0.38	0.49	0.51	0.68	0.67
Cl	0.00	0.61	1.37	0.91	1.46
Total	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00

ผลการศึกษารูปแบบการปลดปล่อยยา

ไหมเย็บกลุ่มศึกษา (dry12, dry20, wet12, wet20) มีการปลดปล่อยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตอย่างรวดเร็ว (burst) ในช่วง 24 ชั่วโมงแรก และตามด้วยการปล่อยด้วยอัตราคงที่ในปริมาณ

น้อยเป็นระยะเวลาต่อเนื่องอย่างน้อย 7 วัน (รูปที่ 4) โดยพบว่าไหมเย็บกลุ่ม wet20 มีปริมาณคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตสะสม (cumulative drug release) สูงกว่ากลุ่มอื่นในทุกช่วงเวลา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 2)



รูปที่ 4 รูปแบบการปลดปล่อยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตจากไหมเย็บเตรียมใน 4 รูปแบบ ที่ระยะเวลา 7 วัน ไหมเย็บกลุ่มศึกษามีการปลดปล่อยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตอย่างรวดเร็วในช่วง 24 ชั่วโมงแรก โดยไหมเย็บแช่คลอเฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.20 (wet20 และ dry20) ปลดปล่อยยาในปริมาณที่สูงกว่าไหมเย็บที่แช่ด้วยคลอเฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 (wet12 และ dry12)

Figure 4 Drug release profiles of chlorhexidine gluconate from sutures over 7 days. CHX-soaked silk sutures demonstrate burst release profile over first 24 hours. The silk sutures immerse in 0.20 % CHX (wet20 and dry20) release higher amount of drug than 0.12 % CHX (wet12 and dry12)

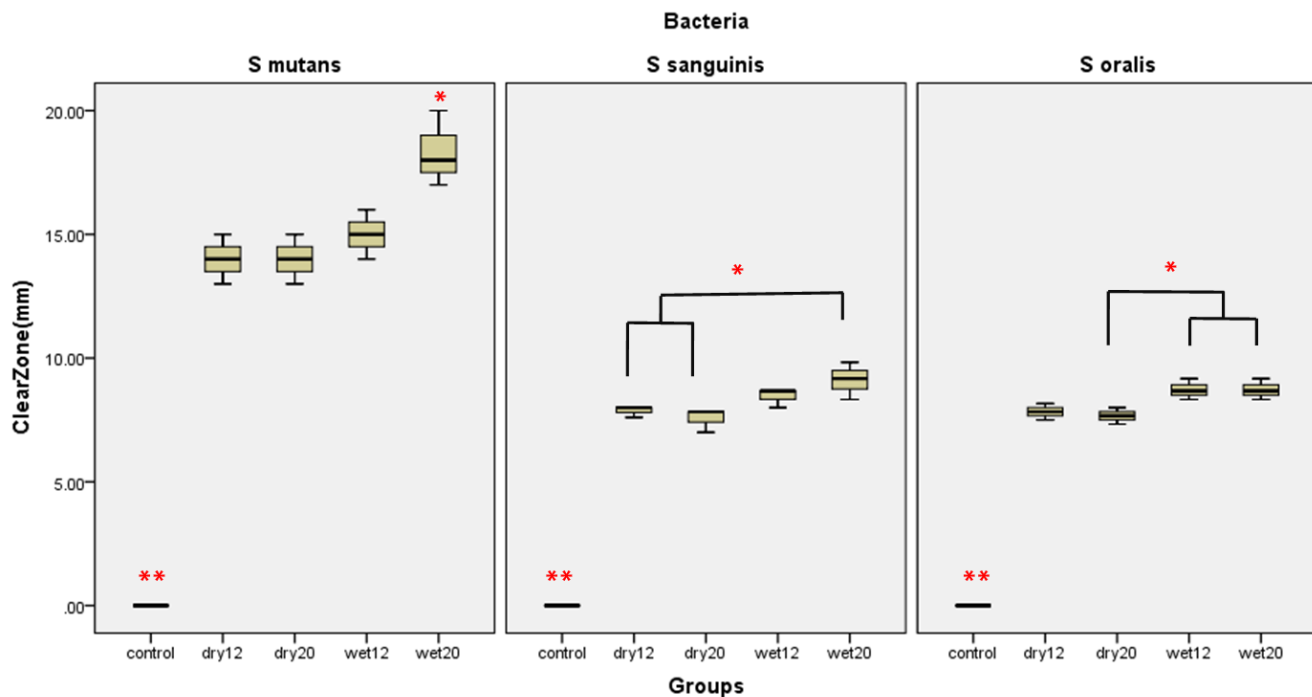
ตารางที่ 2 ปริมาณยาปลดปล่อยสะสมในช่วงเวลาต่าง ๆ (Cumulative drug release) ในระยะเวลา 7 วัน

Table 2 Cumulative drug release of suture samples over 7 days

Time	ปริมาณสะสม (มิลลิกรัม)					p value
	Control	Dry 12	Dry 20	Wet 12	Wet 20	
0 m	0	0	0.002 ± 0.005	0.01 ± 0.01	0.05 ± 0.01 ^a	a; p = 0.000
15 m	0 ± 0.01	0.22 ± 0.122	0.22 ± 0.01	0.20 ± 0.01	0.37 ± 0.03 ^a	a; p ≤ 0.004
30 m	0 ± 0.08	0.40 ± 0.12	0.49 ± 0.03	0.40 ± 0.03	0.74 ± 0.04 ^a	a; p = 0.000
45 m	0 ± 0.01	0.57 ± 0.12	0.75 ± 0.04	0.59 ± 0.05	1.07 ± 0.05 ^a	a; p = 0.000
60 m	0 ± 0.02	0.71 ± 0.13	0.95 ± 0.06 ^b	0.72 ± 0.08	1.32 ± 0.04 ^a	a; p = 0.000 b; p ≤ 0.001
6 H	0 ± 0.02	0.86 ± 0.13	1.22 ± 0.09 ^b	0.87 ± 0.11	1.61 ± 0.06 ^a	a; p = 0.000 b; p = 0.000
12 H	0 ± 0.01	0.97 ± 0.13	1.48 ± 0.13 ^b	0.98 ± 0.15	1.87 ± 0.06 ^a	a; p = 0.000 b; p = 0.000
24 H	0 ± 0.01	1.05 ± 0.15	1.65 ± 0.17 ^b	1.07 ± 0.18	2.04 ± 0.10 ^a	a; p = 0.000 b; p = 0.000
2 D	0 ± 0.01	1.08 ± 0.17	1.74 ± 0.20 ^b	1.13 ± 0.18	2.17 ± 0.76 ^a	a; p ≤ 0.003 b; p = 0.000
3 D	0 ± 0.01	1.08 ± 0.17	1.80 ± 0.22 ^b	1.15 ± 0.20	2.21 ± 0.16 ^a	a; p = 0.000 b; p = 0.000
4 D	0 ± 0.01	1.10 ± 0.18	1.83 ± 0.24	1.16 ± 0.21	2.24 ± 0.18	a; p ≤ 0.016 b; p = 0.000
5 D	0 ± 0.01	1.11 ± 0.19	1.87 ± 0.26 ^b	1.18 ± 0.23	2.27 ± 0.19 ^a	a; p ≤ 0.030 b; p = 0.000
6 D	0 ± 0.02	1.15 ± 0.21	1.92 ± 0.27	1.23 ± 0.24	2.35 ± 0.21	a; p ≤ 0.030 b; p = 0.000
7 D	0 ± 0.02	1.15 ± 0.22	1.94 ± 0.29	1.26 ± 0.22	1.35 ± 0.22	a; p ≤ 0.020 b; p = 0.000

ผลการศึกษาความสามารถในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ สเตรปโตค็อกคัสมีวแทนส์ สเตรปโตค็อกคัสแซนควิส และ สเตรปโตค็อกคัส ออราลิสของไหมเย็บ

ความสามารถในการฆ่าเชื้อแสดงในรูปที่ 5 โดยไหมเย็บกลุ่มศึกษาทั้งหมดมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่มีฤทธิ์การฆ่าเชื้อ ($p = 0.00$)



รูปที่ 5 ความสามารถในการฆ่าเชื้อ สเตรปโตค็อกคัสมีวแทนส์ สเตรปโตค็อกคัสแซนควิส และ สเตรปโตค็อกคัสออราลิสของไหมเย็บ
 $** p=0.00$, $* p<0.05$

Figure 5 Antibacterial activity of suture samples for *S. mutans*, *S. sanguinis* and *S. oralis*. $** p=0.00$, $* p<0.05$.

ไหมเย็บกลุ่ม wet20 สามารถฆ่าเชื้อสเตรปโตค็อกคัสมีวแทนส์ ได้มากกว่าไหมกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.01$) และสามารถฆ่าเชื้อสเตรปโตค็อกคัสแซนควิส ได้มากกว่าไหมกลุ่ม dry20 และ dry12 ($p<0.05$) แต่ไม่แตกต่างกับไหมเย็บกลุ่ม wet12 สำหรับเชื้อสเตรปโตค็อกคัสออราลิสไหมเย็บกลุ่ม wet20 และ wet12 สามารถฆ่าเชื้อได้มากกว่าไหมเย็บกลุ่ม dry20 ($p<0.05$)

บทวิจารณ์

ไหมเย็บเป็นวัสดุเย็บที่ได้จากธรรมชาติ โดยผลิตจากเส้นใยไหมที่สร้างจากตัวอ่อนของตัวไหม กระบวนการผลิตจะจัดไขที่เคลือบตามธรรมชาติก่อนที่จะแต่ละเส้นใยจะถูกนำมาถักเกลียว (braided) หรือบิดเป็นเกลียว (twist) เพื่อสร้างเป็นไหมเย็บที่ใช้ในการเย็บแผล โดยไหมเย็บชนิดถักเกลียวได้รับ

ความนิยมสูงกว่าเนื่องจากมีค่าความทนแรงดึงสูงและจับถือ (handling) ง่ายกว่า นอกจากนี้ไหมเย็บจะถูกเตรียมเพื่อปรับผิวพื้นเพื่อให้มีสภาพที่ไม่เกิดการซึมรูเล็ก (noncapillary) เช่น การเคลือบด้วยไซ หรือซิลิโคน¹⁹ การทำให้ไหมเย็บเปียก โดยการแช่ไหมเย็บในคลอเฮกซิดีน กลูโคเนต มีผลลดค่าความทนแรงดึงลงอย่างมีนัยสำคัญ เช่นเดียวกับการทำปราศจากเชื้อด้วยหม้อนึ่งอัดไอน้ำ ซึ่งอาศัยความร้อนและความดันที่สูงกว่าสภาวะปกติซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Shuttleworth และคณะ²⁰ พบว่าไหมเย็บมีความทนต่อแรงดึงลดลงเมื่อผ่านกระบวนการทำให้ปราศจากเชื้อถึงร้อยละ 10 ถึง 20 และความยืดหยุ่นลดลงถึงร้อยละ 50 อย่างไรก็ตามแรงทนดึงของไหมเย็บที่ลดลงด้วยการแช่คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต ไม่แตกต่างจากไหมเย็บที่ผ่านกระบวนการทำปราศจากเชื้อด้วยหม้อนึ่งอัดไอน้ำ

ไหมเย็บสามารถดูดซึมและทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของของเหลวด้วยแรงแคปิลลารีต่ำกว่าวัสดุเย็บแผลหลายเส้นใย

กลุ่มอื่น^{6,21} จากผลการศึกษาของ Shanmugasundaram และคณะ²² พบว่าไหมเย็บสามารถดูดซึมสารละลายจนอิ่มตัวได้เมื่อนำไหมเย็บแช่ไว้ในสารละลายอย่างน้อย 24 ชั่วโมง การแช่ไหมเย็บในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตสามารถทำให้มีการสะสมของสารคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต บนพื้นผิวและในช่องว่างระหว่างเส้นใยไหมซึ่งยืนยันโดยปริมาณของธาตุคลอรีนที่เป็นองค์ประกอบของสารคลอเฮกซิดีนโดยวิธี EDX และการตรวจด้วยวิธี FTIR โดยการแช่ในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.2 ทำให้มีปริมาณคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตที่ไหมเย็บมากกว่า และปลดปล่อยออกมาในปริมาณมากกว่าในระยะเวลาที่ทำการศึกษา 7 วัน โดยมีการปลดปล่อยออกมาอย่างรวดเร็ว (burst) และตามด้วยการปลดปล่อยออกมาด้วยอัตราคงที่ในปริมาณน้อย เป็นระยะเวลาหลายวัน ซึ่งการปลดปล่อยคลอเฮกซิดีนรูปแบบนี้สามารถพบได้ใน คลอเฮกซิดีน วานิชและมีผลในการยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อสเตรปโตค็อกคัสมีแทนส์ได้²³

ผลการศึกษาความสามารถในการฆ่าจุลินทรีย์ของไหมเย็บที่เคลือบด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต 4 กลุ่ม พบว่ารูปแบบการเตรียมไหมเย็บทั้งวิธีแห้งและวิธีเปียกยังคงความสามารถในการฆ่าจุลินทรีย์ได้ อย่างไรก็ตามไหมเย็บที่แช่ด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีเปียกมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ได้ดีกว่าการเตรียมด้วยวิธีแห้ง โดยความเข้มข้นร้อยละ 0.2 และ 0.12 ไม่มีผลต่อคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาหลายการศึกษาที่พบว่าการใช้คลอเฮกซิดีน กลูโคเนตที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.12 มีผลทางคลินิกเท่ากับที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.2 แต่คลอเฮกซิดีน กลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 0.12 มีผลข้างเคียงน้อยกว่าตามปริมาณความเข้มข้น^{24,25}

คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต เป็นสารต้านจุลชีพที่มีการใช้อย่างแพร่หลาย ออกฤทธิ์ทำลายเชื้อแบคทีเรียที่หลากหลาย มีฤทธิ์คงค้ำนาน และมีความปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน โดยพบหลักฐานรายงานความเป็นพิษและผลข้างเคียงน้อยมาก อย่างไรก็ตามการใช้คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตมีข้อควรระวัง คือควรซักประวัติการแพ้คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต หรือแอลกอฮอล์ และห้ามใช้ในเด็กอายุต่ำกว่า 7 ปี เนื่องจากยังไม่มีการรับรองจาก FDA ของสหรัฐอเมริกาว่าสามารถนำคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตมาใช้กับเด็กในกลุ่มอายุนี้นี้ได้²⁶

คลอเฮกซิดีนกลูโคเนตมีอายุการใช้งานหลังเตรียมประมาณ 6-24 เดือนและเมื่อเปิดใช้แล้วไม่ควรเกิน 28 วัน ควรเก็บในที่แห้ง อุณหภูมิ 15-30 องศาเซลเซียส หลีกเลี่ยงบริเวณที่แสงแดดส่องถึงโดยตรง ปิดฝาภาชนะให้แน่นสนิทเพื่อป้องกันการปนเปื้อนจากเชื้อภายนอก โดยเฉพาะเชื้อแกรมลบ

(gram negative) เช่น เซอร์ราเทีย มาร์เชสเซนส์ (*S. marcescens*)^{27,28} ซูโดโมนาส สปีชีส์ (*Pseudomonas spp.*)^{27,29} การแช่ไหมเย็บในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตเพื่อใช้ในการเย็บแผลในช่องปากควรเตรียมและใช้ครั้งต่อครั้ง โดยไม่เก็บไหมเย็บในคลอเฮกซิดีน กลูโคเนตเป็นเวลานานเพื่อป้องกันการปนเปื้อนเชื้อแกรมลบที่อาจเกิดขึ้นได้

สรุป

การแช่ไหมเย็บในคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตอย่างน้อย 24 ชั่วโมง ทำให้มีการสะสมของคลอเฮกซิดีนบนผิวและในช่องว่างระหว่างเส้นใยไหมและสามารถปลดปล่อยสารออกมาปริมาณมากในวันแรก และปลดปล่อยอย่างต่อเนื่องถึง 7 วัน โดยไหมเย็บที่แช่ด้วยคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตและเตรียมด้วยวิธีเปียกมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อจุลชีพได้ดีกว่าการเตรียมด้วยวิธีแห้ง โดยความเข้มข้นคลอเฮกซิดีน กลูโคเนตที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ให้คุณสมบัติทางกายภาพและฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อจุลชีพได้ไม่แตกต่างจากความเข้มข้นร้อยละ 0.2

ไหมเย็บที่เตรียมโดยการแช่ในคลอเฮกซิดีน กลูโคเนตมีคุณสมบัติต้านเชื้อจุลชีพ สามารถเตรียมได้ง่าย ราคาถูก และสามารถนำไปใช้ในการเย็บแผลในช่องปากเพื่อการลดการสะสมของเชื้อแบคทีเรียบนไหมเย็บ โดยเฉพาะในแผลที่มีการการปนเปื้อนหรือมีการติดเชื้ออยู่ก่อน อย่างไรก็ตามต้องมีการศึกษาในคลินิกเพื่อยืนยันถึงประสิทธิภาพการลดการสะสมของแบคทีเรียในสถานะในช่องปากซึ่งมีความหลากหลายและมีปัจจัยที่แตกต่างต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Banche G, Roana J, Mandras N, Amasio M, Gallezio C, Allizond V, et al. Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing dental surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1503-7.
2. Alexander JW, Kaplan JZ, Altemeier WA. Role of suture materials in the development of wound infection. *Ann Surg* 1967;165:192-9.
3. Katz S, Izhar M, Mirelman D. Bacterial adherence to surgical sutures. A possible factor in suture induced infection. *Ann Surg* 1981;194:35-41.

4. Marco F, Vallez R, Gonzalez P, Ortega L, de la Lama J, Lopez-Duran L. Study of the efficacy of coated Vicryl plus antibacterial suture in an animal model of orthopedic surgery. *Surg Infect (Larchmt)* 2007;8:359-65.
5. Edmiston CE, Seabrook GR, Goheen MP, Krepel CJ, Johnson CP, Lewis BD, *et al.* Bacterial adherence to surgical sutures: can antibacterial-coated sutures reduce the risk of microbial contamination? *J Am Coll Surg* 2006;203:481-9.
6. Grigg TR, Liewehr FR, Patton WR, Buxton TB, McPherson JC. Effect of the wicking behavior of multifilament sutures. *J Endod* 2004;30:649-52.
7. Doyuk E, Ormerod OJ, Bowler IC. Native valve endocarditis due to *Streptococcus vestibularis* and *Streptococcus oralis*. *J Infect* 2002;45:39-41.
8. King RC, Crawford JJ, Small EW. Bacteremia following intraoral suture removal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988;65:23-8.
9. Parirokh M, Asgary S, Eghbal MJ, Stowe S, Kakoei S. A scanning electron microscope study of plaque accumulation on silk and PVDF suture materials in oral mucosa. *Int Endod J* 2004;37:776-81.
10. Rodeheaver GT, Kurtz LD, Bellamy WT, Smith SL, Farris H, Edlich RF. Biocidal braided sutures. *Arch Surg* 1983;118:322-7.
11. Uff CR, Scott AD, Pockley AG, Phillips RK. Influence of soluble suture factors on in vitro macrophage function. *Biomaterials* 1995;16:355-60.
12. Mingmalairak C, Ungbhakorn P, Paocharoen V. Efficacy of antimicrobial coating suture coated polyglactin 910 with tricosan (Vicryl plus) compared with polyglactin 910 (Vicryl) in reduced surgical site infection of appendicitis, double blind randomized control trial, preliminary safety report. *J Med Assoc Thai* 2009;92:770-5.
13. Pitekova L, Satko I, Novotnakova D. Complications after third molar surgery. *Bratisl Lek Listy* 2010;111:296-8.
14. Lass E, Poilroux C, Bézu C, Coutant C, Uzan S, Rouzier R, *et al.* Antibacterial-Coated Suture in Reducing Surgical Site Infection in Breast Surgery: A Prospective Study. *Int J Breast Cancer* 2012;2012:819578.
15. Cruz F, Leite F, Cruz G, Cruz S, Reis J, Pierce M, *et al.* Sutures coated with antiseptic pomade to prevent bacterial colonization: a randomized clinical trial. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;116:e103-9.
16. Obermeier A, Schneider J, Wehner S, Matl FD, Schiekler M, von Eisenhart-Rothe R, *et al.* Novel high efficient coatings for anti-microbial surgical sutures using chlorhexidine in fatty acid slow-release carrier systems. *PloS One* 2014;9:e101426.
17. Hancock EB, Newell DH. Antimicrobials in periodontal practice. *Dent Clin North Am* 1994;38:719-31.
18. Selvig KA, Biagiotti GR, Leknes KN, Wikesjö UM. Oral tissue reactions to suture materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:474-87.
19. Chu CC. Materials for absorbable and nonabsorbable surgical sutures. In: King MW, Gupta BS, Guidoin R, editors. *Biotextiles as Medical Implants*. Cambridge, UK.: Woodhead Publishing; 2013. p. 275-334.
20. Shuttleworth GN, Vaughn LF, Hoh HB. Material properties of ophthalmic sutures after sterilization and disinfection. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:1270-4.
21. Blomstedt GC. Infections in neurosurgery: a randomized comparison between silk and polyglycolic acid. *Acta Neurochir (Wien)* 1985;76:90-3.
22. Shanmugasundaram OL, Mahendra Gowda RV, Saravanan D. Drug release and antimicrobial studies on polylactic acid suture. *Int J Biotechnol Mol Biol Res* 2011;2:80-9.
23. Balanyk TE, Sandham HJ. Development of sustained-release antimicrobial dental varnishes effective against *Streptococcus mutans* in vitro. *J Dent Res* 1985;64:1356-60.
24. Rath SK, Singh M. Comparative clinical and microbiological efficacy of mouthwashes containing 0.2 % and 0.12 % chlorhexidine. *Dent Res J (Isfahan)* 2013;10:364-9.
25. Goodson JM. Antimicrobial strategies for treatment of periodontal diseases. *Periodontol* 2000 1994;5:142-68.
26. Milstone AM, Passaretti CL, Perl TM. Chlorhexidine: expanding the armamentarium for infection control and

prevention. *Clin Infect Dis* 2008;46:274-81.

27. Marrie TJ, Costerton JW. Prolonged survival of *Serratia marcescens* in chlorhexidine. *Appl Environ Microbiol* 1981;42:1093-102.

28. Vigeant P, Loo VG, Bertrand C, Dixon C, Hollis R, Pfaller MA, *et al.* An outbreak of *Serratia marcescens* infections related to contaminated chlorhexidine. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1998;19:791-4.

29. Anyiwo CE, Coker AO, Daniel SO. *Pseudomonas aeruginosa* in postoperative wounds from chlorhexidine solutions. *J Hosp Infect* 1982;3:189-91.

ผลของการขัดเซรามิกด้วยวิธีขัดต่าง ๆ ต่อความหยาบพื้นผิวของเซรามิกชนิดแคดแคมบล็อก

Effect of Various Polishing Techniques on Surface Roughness of CAD/CAM Ceramic Blocks

ปาลิน สัปปีนันท์¹ และ ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์¹

Palin Sappinan¹ and Sirivimol Srisawasdi¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

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

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อเปรียบเทียบความเรียบผิวของแคดแคมเซรามิกบล็อก 3 ชนิด ได้แก่ วิต้ามาร์กทูบล็อก ไอพีเอส เอ็มเพรสแคดบล็อกและไอพีเอส อีแมกซ์แคดบล็อกชนิดละ 70 ชิ้น ที่ผ่านการขัดด้วยวิธีขัดต่าง ๆ เทียบกับการเคลือบทับโดยนำเซรามิกทั้ง 3 ชนิดมาทำการกรอเลียนแบบผิวชิ้นงานให้ใกล้เคียงกับเซรามิกที่ผ่านการกลึงจากเครื่องซีเรกด้วยหัวกรออากาศเพชรขนาด 50 ไมโครเมตร แล้วนำมาวัดค่าความหยาบพื้นผิวเป็นค่าความหยาบพื้นผิวก่อนการขัด โดยใช้เครื่องโปรไฟล์มิเตอร์ หลังจากนั้นแบ่งกลุ่มเซรามิก 70 ชิ้นตัวอย่างเป็น 7 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้นตัวอย่าง กลุ่มที่ 1 และ 2 ขัดด้วยชุดขัดแอสโตรโพล กลุ่มที่ 3 และ 4 ขัดด้วยชุดขัดซอพเลกซ์ กลุ่มที่ 5 และ 6 ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์โดยใช้จำนวนครั้งในการขัด 20 และ 40 ครั้งตามลำดับ และกลุ่มที่ 7 ทำการเคลือบทับ จากนั้นนำชิ้นงานมาวัดค่าความหยาบพื้นผิว นำผลที่ได้มาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสามทาง การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางและทางเดียว เปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยการทดสอบเชฟเฟที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่าในกลุ่มวิต้ามาร์กทุกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวต่ำที่สุด ในขณะที่กลุ่มที่ผ่านการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ 20 และ 40 ครั้ง ชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง และกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดซอพเลกซ์ 40 ครั้งมีความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งมีความหยาบรองจากกลุ่มเคลือบทับ เซรามิกไอพีเอส เอ็มเพรสแคดพบว่าการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ 20 และ 40 ครั้งมีความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งมีความหยาบรองจากกลุ่มเคลือบทับ เซรามิกไอพีเอส อีแมกซ์แคดพบว่าการขัดด้วยชุดขัดซอพเลกซ์ 40 ครั้งและกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้งมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งมีความหยาบรองจากกลุ่มเคลือบทับ สรุปผลการวิจัย เซรามิกทั้ง 3 กลุ่มมีความหยาบพื้นผิวต่ำสุดเมื่อผ่านการเคลือบทับ วิธีการขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่เหมาะสมกับเซรามิกแต่ละชนิด คือ กลุ่มวิต้ามาร์กทู การขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ ชุดขัดซอพเลกซ์ ชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง และชุดขัดออปทราไฟน์ 20 ครั้ง กลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรสแคดวิธีที่เหมาะสมในการขัดคือการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์และชุดขัดซอพเลกซ์ทั้ง 20 และ 40 ครั้ง ส่วนกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดวิธีที่เหมาะสมคือการขัดด้วยชุดขัดซอพเลกซ์และชุดขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้ง

คำสำคัญ: แคดแคม, เซรามิกทางทันตกรรม, ความหยาบพื้นผิว

Abstract

The aim of this study was to compare the effect of various polishing techniques and overglazing on the surface roughness of Vita Mark™II blocks (70 specimens) IPS Empress CAD™ blocks (70 specimens) and IPS e.max CAD™ blocks (70 specimens). First, all specimens were ground with 50-micron diamond burs to simulate surface derived from Cerec milling system. The surface roughness was measured with a profilometer. Seventy blocks of each type of ceramic were divided into 7 groups (10 blocks each). Groups 1 and 2 were polished with Astropol™, groups 3 and 4 with SofLex™ disc, groups 5 and 6 with OptraFine™ system for 20 and 40 strokes respectively. Group 7 was overglazed. The mean values of average surface roughness (Ra) were compared using 3-way, 2-way and 1-way ANOVA, and Post Hoc Scheffe test ($\alpha=0.05$). In Vita Mark™II groups, the lowest Ra was overglazed group. No significant difference in the mean surface roughness values was found between ceramic polished with OptraFine™ system 20, 40 strokes, Astropol™ 40 strokes and SofLex™ disc 40 strokes, which Ra were inferior to overglazed group. In IPS Empress CAD™ groups, the lowest Ra was overglazed group. No significant difference in the mean surface roughness values was found between ceramic polished with OptraFine™ system 20, 40 strokes, SofLex™ disc 20, 40 strokes, which Ra were inferior to overglazed group. In IPS e.max CAD™ group, the lowest Ra was overglazed group, no significant difference in the mean surface roughness values was found between ceramic polished with SofLex™ disc 40 strokes and OptraFine™ system 40 strokes, which Ra were inferior to overglazed group. From this study the smoothest surface for all ceramic was found in the overglazed group. The proper polishing method for Vita Mark™II was to polish with OptraFine™ 20, 40 strokes, SofLex™ disc 40 strokes, Astropol™ 40 strokes, IPS Empress CAD™ with OptraFine™ 20, 40 strokes, SofLex™ disc 20, 40 strokes, and IPS e.max CAD™ with SofLex™ disc 40 strokes and OptraFine™ system 40 strokes.

Keywords: CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing), Dental ceramic, Surface Roughness

Received Date: Sep 27, 2016

Accepted Date: Dec 19, 2016

doi: 10.14456/jdat.2017.8

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ปาลิน สัปปีนันท์ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย
โทรศัพท์: 02-2188795, 086-925-6387 อีเมล: paopalin05@gmail.com

Correspondence to:

Palin Sappinan. Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Henri Dunant Rd, Bangkok 10330 Thailand Tel: 02-2188795, 086-925-6387 E-mail: paopalin05@gmail.com

เซรามิก (ceramic) ถูกนำมาใช้ทางทันตกรรมอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีสีและความสวยงามคล้ายฟันธรรมชาติ¹ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility)² ต้านทานต่อการสึกและมีความแข็งแรง สามารถใช้เป็นวัสดุบูรณะฟันชนิดต่าง ๆ เช่น ออเนลย์ (onlay) อินเลย์ (inlay) วินีเยอร์ (veneer) ครอบฟันโลหะเซรามิก (metal-ceramic crown) ครอบฟันเซรามิกทั้งซี่ (all-ceramic crown) สะพานฟัน (bridge) ซึ่งเซรามิกถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ทั้งวิธีในการผลิตและองค์ประกอบของเซรามิก ทำให้เซรามิกมีความแข็งแรง สวยงาม สามารถรองรับแรงบดเคี้ยวได้สูงขึ้นและมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน โดยธรรมชาติเซรามิกมีความแข็งแรงต่อแรงกด (compression force) แต่เป็นวัสดุที่เปราะและแตกหักง่ายเมื่อได้รับแรงดึง (tensile force) และแรงเฉือน (shear force)

ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ระบบแคดแคม (CAD-CAM , Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) เข้ามาพัฒนาออกแบบและสร้างชิ้นงานบูรณะทางทันตกรรม ทำให้ชิ้นงานมีความถูกต้อง มีมาตรฐาน มีคุณลักษณะตามที่ทันตแพทย์ต้องการ และสามารถนำชิ้นงานไปบูรณะในช่องปากได้อย่างรวดเร็ว ดังนั้นทันตแพทย์จึงสามารถทำการรักษาให้กับผู้ป่วยโดยใช้เวลาในการนัดเพียงครั้งเดียว³

เมื่อได้ชิ้นงานเซรามิก ทันตแพทย์ต้องนำชิ้นงานไปลองในช่องปาก ซึ่งต้องมีการกรอแก้ไขชิ้นงาน เช่น การกรอแก้ไขด้านบดเคี้ยว (occlusal surface) หรืออาจต้องมีการกรอที่จุดสัมผัส (contact point) เพื่อให้ชิ้นงานมีลักษณะที่เหมาะสมสามารถใส่ลงตำแหน่งที่ถูกต้อง และในบางครั้งอาจต้องมีการกรอแต่งให้ได้ลักษณะทางกายวิภาคที่สวยงาม ในงานวินีเยอร์และครอบฟันฟันหน้า เมื่อได้ชิ้นงานมาแล้วจะต้องมีการแต่งสี (stain) เพื่อสร้างชิ้นงานให้มีความสวยงาม ใกล้เคียงฟันธรรมชาติและนำไปเคลือบผิว (glaze) ก่อนทำการยัดชิ้นงานถาวรในช่องปาก ในกรณีที่มีการกรอแก้ไขชิ้นงานเพิ่มเติมภายหลังการยัดในช่องปากแล้ว ส่งผลให้พื้นผิวเซรามิกมีความขรุขระเกิดขึ้น ทำให้มีเศษอาหารและคราบจุลินทรีย์มาเกาะติด^{4,5} เหนือกเกิดการอักเสบ เนื่องจากมีแผ่นคราบจุลินทรีย์มาเกาะในปริมาณมากกว่าพื้นผิวที่เรียบ และพื้นผิวเซรามิกที่ไม่เรียบสามารถติดสีได้มากกว่าเซรามิกที่มีพื้นผิวเรียบ^{6,7} ซึ่งการติดสีส่งผลต่อความสวยงามของชิ้นงานเซรามิก นอกจากนี้ยังพบว่าพื้นผิวที่ไม่เรียบมีผลทำให้ฟันคู่สบสึก เนื่องจากเซรามิกมีความแข็งที่สูงกว่าเคลือบฟัน (enamel) และเนื้อฟัน (dentin) มากจะส่งผลให้เกิดการสึกของฟันธรรมชาติได้⁸⁻¹⁰ ดังนั้นเมื่อทำการยัดชิ้นงานใน

ช่องปากแล้วและมีการกรอแก้ไขชิ้นงานเพิ่มเติม จำเป็นต้องทำให้พื้นผิวชิ้นงานมีความเรียบมากที่สุด ซึ่งในกรณีที่ไม่สามารถนำชิ้นงานไปเคลือบผิวซ้ำได้ จึงต้องใช้หัวขัดต่าง ๆ มาขัดชิ้นงานเพื่อให้ได้ผิวที่เรียบใกล้เคียงกับผิวที่ถูกเคลือบ หรือให้ได้ผิวที่เรียบกว่าผิวที่ถูกเคลือบ ที่ผ่านมาได้มีการศึกษาหาวิธีในการขัดแต่งเซรามิกที่เหมาะสม แต่ยังไม่ได้คำตอบที่แน่นอน เนื่องจากในแต่ละการวิจัยนั้นมีการศึกษาที่แตกต่างกันไป บางการศึกษาพบว่าพื้นผิวเซรามิกเรียบที่สุดเมื่อใช้หัวขัดที่เคลือบด้วยกากเพชร (diamond abrasive particles) หรือ คริมขัดกากเพชร (diamond polishing pastes)^{11,12} มีการศึกษาอื่นพบว่าเซรามิกที่ผ่านการเคลือบผิวมีความเรียบมากกว่าเซรามิกที่ผ่านการขัดแต่งด้วยหัวขัดต่าง ๆ¹³⁻¹⁵ แต่มีบางการศึกษาพบว่าเซรามิกที่ผ่านการขัดแต่งมีความเรียบเทียบเท่ากับเซรามิกที่ถูกเคลือบผิว¹⁶⁻¹⁸

ในปัจจุบันเซรามิกที่ผลิตด้วยวิธีแคดแคมได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลาย เนื่องจากทำงานได้สะดวกรวดเร็ว ลดขั้นตอนดั้งเดิมไปได้หลายขั้นตอน เช่น การพิมพ์ปาก การใส่ครอบชั่วคราว เป็นต้น อย่างไรก็ตามก็ต้องมีการกรอแก้ไขภายในช่องปากหลังการยัดชิ้นงานไปแล้ว ทำให้ทันตแพทย์ผู้ปฏิบัติงานควรให้ความสำคัญในการเลือกวัสดุและวิธีที่เหมาะสมที่สุดในการขัดแต่งเซรามิก เพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีคุณภาพ วัตถุประสงค์การวิจัยครั้งนี้เพื่อเปรียบเทียบความเรียบของผิวเซรามิกชนิดวีต้ามาร์กทูบล็อก (Vita Mark™II; Vita Zahnfabrik , Bad Sackingen, Germany) ไอพีเอส เอ็มเพรสแคดบล็อก (IPS Empress CAD™; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) และไอพีเอส อีแมกซ์แคดบล็อก (IPS e.max CAD™, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) สำหรับระบบซีเรก หลังการขัดด้วยวิธีการขัดชนิดต่าง ๆ 3 วิธี และจำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ กัน โดยใช้หัวขัดที่มีจำหน่ายในประเทศไทย 3 ระบบ ได้แก่ ชุดขัดแอสโตรโพล (Astropol™; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ชุดขัดซอฟแลกซ์ (SofLex™ polishing disc; 3M ESPE, St Paul, MN, USA) ชุดขัดออปตราไฟน์ (OptraFine™ ceramic polishing system; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) โดยมีผิวเซรามิกที่ถูกเคลือบทับเป็นกลุ่มควบคุม

เตรียมชิ้นงานโดยนำวีต้ามาร์กทูบล็อก ขนาด 18 ไอพีเอส เอ็มเพรสแคดบล็อก ขนาด 18 ไอพีเอส อีแมกซ์แคดบล็อก ขนาด C14 รายละเอียดของเซรามิกดังตารางที่ 1 นำมาตัดด้วยเครื่องตัด

(IsoMet 1000™, Buehler, USA) ให้ได้ขนาดชิ้นละ 4×4×2 ลูกบาศก์มิลลิเมตร จำนวนชนิดละ 70 ชิ้น

ตารางที่ 1 รายละเอียดของเซรามิกที่ใช้ในการวิจัย

Table 1 Ceramics used in the study (Manufacturer Information).

Material	Brand Name (Manufacturer)	Lot No.	Shade	Average Particle Size, μm
Feldspathic ceramic material	VITABLOCS Mark II for CEREC (Vita Zahnfabrik , Bad Sackingen, Germany)	7377	3M1C	4 μm
Leucite-reinforced ceramic material	IPS Empress CAD for CEREC (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	T45584	HT A3	1-5 μm
Lithium disilicate ceramic material	IPS e.max CAD for CEREC (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	U23900	HT A3	0.2-1 μm

นำชิ้นตัวอย่างมากรอเลียนแบบผิวชิ้นงานให้ใกล้เคียงกับเซรามิกที่ผ่านการกลึงจากเครื่องซีเรค ด้วยหัวกรออากาศเพชร ขนาด 50 ไมโครเมตร ด้วยหัวกรอความเร็วสูง (High Speed Hand Piece, NSK, Nakanishi, Japan) โดยใช้เครื่องขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (Former A-11, IMT, Thailand) กรอทิศทางเดียวกันเป็นจำนวน 5 ครั้งต่อหนึ่งชิ้นงาน และเปลี่ยนหัวกรอที่เครื่องขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ ทุก ๆ 10 ชิ้นงาน เพื่อรักษาความคมของหัวกรอ แล้วจึงนำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิกส์ (Ultrasonic cleaner; Branson, Germany) เป็นเวลา 3 นาที จากนั้นนำชิ้นตัวอย่างไปวัดความหยาบพื้นผิวเชิงเส้น (Ra) และบันทึกค่าที่ได้

การวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงานตัวอย่าง

การวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงานตัวอย่างใช้เครื่องโปรไฟล์มิเตอร์ โดยกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นของการวิเคราะห์ ลักษณะพื้นผิวในแนวแกน X และ Y โดยเลื่อนเข็มลากไปยังตำแหน่งที่จะวัดให้เครื่องอ่านค่าตำแหน่งเป็นพิกัด (x,y) แล้วบันทึกค่าไว้เพื่อใช้ในการกำหนดตำแหน่งการวัดครั้งต่อไป จากนั้นก็กดปุ่มข้อมูลลงในเครื่องวัดความหยาบพื้นผิวโดยเลือกกำหนดพื้นที่ของการวัดเป็น 3×2 ตารางมิลลิเมตร โดยกำหนดให้ปลายเข็มลากเคลื่อนที่ไปบนพื้นผิวเซรามิกด้วยความเร็วคงที่ 500 ไมโครเมตรต่อวินาที กำหนดความยาวตามแกน x เป็น 3 มิลลิเมตร ความยาวตามแกน y เป็น 2 มิลลิเมตร กำหนดค่าระยะห่างในแนวแกน x เป็น 5 ไมโครเมตรและแนวแกน y เป็น

500 ไมโครเมตร ทำการสแกนพื้นผิวจะได้ตำแหน่งเส้นเพื่อใช้เป็นตัวแทนความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นของชิ้นงานจำนวน 5 เส้น คำนวณค่าเฉลี่ยของเส้นความหยาบพื้นผิวเชิงเส้นทั้ง 5 เส้น ที่วัดได้ซึ่งค่าเฉลี่ยนี้จะเป็นตัวแทนความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้น (mean) ของชิ้นงานนั้น ๆ โดยใช้ค่าตัด (standard cut off) ที่ 0.8 มิลลิเมตร

แบ่งกลุ่มชิ้นงานเซรามิกทั้ง 3 ชนิดเป็นอย่างละ 7 กลุ่ม โดยการสุ่มตัวอย่างแบบง่าย (Simple random sampling) โดยทุกกลุ่มมีชิ้นงานกลุ่มละ 10 ชิ้น

การเตรียมชิ้นงานกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคด

หลังจากนำชิ้นงานตัวอย่างมากรอเลียนแบบผิวชิ้นงานให้ใกล้เคียงกับเซรามิกที่ผ่านการกลึงจากเครื่องซีเรกและวัดค่าความหยาบพื้นผิวเชิงเส้นแล้วจึงนำชิ้นงานไปผ่านกระบวนการเผาโดยทำตามของบริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากนั้นจึงนำชิ้นงานไปทำการขัดด้วยการขัดวิธีต่าง ๆ

การเตรียมชิ้นงานกลุ่มเคลือบทับ

กลุ่มตัวอย่างกลุ่มที่ 7 ของเซรามิกทั้ง 3 ชนิดจะนำมาเคลือบทับโดยนำเซรามิกชนิดละ 10 ชิ้นที่ผ่านการกรอผิวที่เป็นการจำลองพื้นผิวชิ้นงานให้ใกล้เคียงกับเซรามิกที่ผ่านการกลึงจากเครื่องซีเรก นำมาทาสารเคลือบทับ โดยวิธีตำมาร์กทูบล็อกจะใช้สารเคลือบทับ VITA Akzent™Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) เซรามิกไอพีเอส เอ็มเพรสแคดจะใช้สารเคลือบทับ Empress Universal Glazing Paste/ Glaze and Stain Liquid (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ส่วนเซรามิกไอพีเอส อีแมกซ์แคดจะใช้สารเคลือบทับ IPS e.max CAD™ Crystall./Glaze Paste and Liquid (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) โดยทำตามของบริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากนั้นนำชิ้นงานที่ผ่านการเคลือบทับมาทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิคส์ เป็นเวลา 3 นาที จากนั้นนำไปวัดค่าความหยาบพื้นผิวและบันทึกค่าที่ได้

การขัดชิ้นงาน

เซรามิกกลุ่มที่ 1 และ 2 ของเซรามิกทั้ง 3 ชนิดมาขัดด้วยชุดขัดแอสโตรโพลที่มีความหยาบ 3 ระดับประกอบด้วย Astropol F, Astropol P, Astropol HP ทำโดยผู้วิจัยเพียงคนเดียว โดยยึดหัวกรอเข้าเข้ากับแท่นจับหัวกรอและวางชิ้นงานเซรามิกลงบนแท่นยึดชิ้นงาน ขัดชิ้นงานในทิศทางไปกลับในสภาวะ

แห้งและใช้ความเร็วตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตด้วยหัวกรอความเร็วช้าที่ความเร็ว 10,000 รอบต่อนาที โดยกลุ่มที่ 1 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 20 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน (stroke) กลุ่มที่ 2 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 40 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน

กลุ่มที่ 3 และ 4 ของเซรามิกทั้ง 3 ชนิดมาขัดด้วยชุดขัดซอฟต์แวร์ ซึ่งทำมาจากแผ่นพลาสติกเคลือบอะลูมิเนียมออกไซด์ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.7 มิลลิเมตร ที่มีความหยาบ 4 ระดับ ประกอบด้วย Coarse, Medium, Fine, Superfine โดยสำหรับหัวขัดหยาบและหัวขัดหยาบระดับกลางกรอด้วยความเร็ว 10,000 รอบต่อนาที ส่วนหัวขัดละเอียดอีก 2 หัวสุดท้ายกรอด้วยความเร็ว 30,000 รอบต่อนาที ตามคำแนะนำของบริษัท ในสภาวะแห้ง โดยในกลุ่มที่ 3 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 20 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน กลุ่มที่ 4 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 40 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน

กลุ่มที่ 5 และ 6 ของเซรามิกทั้ง 3 ชนิด ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ ที่มีความหยาบ 3 ระดับและครีมนัดกากเพชร ประกอบด้วย OptraFine F (coarse), OptraFine P (fine), OptraFine HP diamond paste โดยขัดด้วยความเร็ว 10,000 รอบต่อนาที ภายใต้สภาวะแห้ง โดยในกลุ่มที่ 5 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 20 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน กลุ่มที่ 6 ใช้จำนวนครั้งในการขัด 40 รอบของชุดขัดต่อหนึ่งชิ้นงาน

ในการขัดชิ้นงานทำโดยทันตแพทย์เพียงคนเดียวที่ผ่านการฝึกฝนจนมีความชำนาญในการขัด และใช้ด้ามหัวกรอซ้ำขึ้นเดียวกันในทุก ๆ ชิ้นงานตัวอย่าง โดยในขั้นตอนการขัดได้ทำการควบคุมจำนวนครั้งของการกรอลากหัวขัดโดยมีระยะทางในการขัดไปกลับที่เท่ากันในแต่ละครั้งและใช้แรงในการขัดใกล้เคียงกัน โดยแต่ละขั้นตอนการขัดด้วยชุดขัดซอฟต์แวร์จะเปลี่ยนหัวขัด 1 หัวต่อ 1 ชิ้นงาน ส่วนชุดขัดแอสโตรโพลและชุดขัดออปทราไฟน์จะเปลี่ยนหัวขัด 1 หัวต่อ 5 ชิ้นงาน

หลังจากทำการขัดแต่งทุกขั้นตอน นำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิคส์เป็นเวลา 3 นาที จากนั้นนำทุกชิ้นตัวอย่างจากทุกกลุ่มมาวัดค่าความหยาบพื้นผิวด้วยเครื่องวัดความหยาบพื้นผิว โดยยึดชิ้นงานกับอะคริลิครีนใสสำหรับทำฐานยึดชิ้นงาน (clear acrylic resin, Germany) โดยยึดชิ้นงานให้ได้ตำแหน่งเดียวกับตำแหน่งที่ใช้วัดก่อนการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ เพื่อทำการวัดความหยาบพื้นผิวของชิ้นงานหลังขัด บันทึกค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่ได้เพื่อนำมาใช้วิเคราะห์ผลทางสถิติต่อไป

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวหลังขัด ตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูลโดยใช้สถิติโคโมโกรอฟ-สมิธ (Kolmogorov-Smirnov test) เปรียบเทียบและศึกษาอิทธิพลร่วมของทุกปัจจัย (ชนิดเซรามิก วิธีในการขัด จำนวนครั้งในการขัด) ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 3 ทาง (3-way ANOVA) ถ้าการแจกแจงปกติ เปรียบเทียบผิวของเซรามิกที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ กันและใช้จำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ กันโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (2-way ANOVA) จากนั้นวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มทดลองด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) และทดสอบระหว่างคู่ด้วยเชฟเฟ (scheffe) เมื่อมีค่าความแปรปรวนในแต่ละกลุ่มย่อยไม่แตกต่างกัน

ผล

จากการวัดค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นของชิ้นงานตัวอย่างโดยใช้ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวหลังขัดของแต่ละชิ้นตัวอย่างมาใช้ศึกษาเปรียบเทียบทางสถิติ เพื่อศึกษาเปรียบเทียบอิทธิพลร่วมของทุกปัจจัย ได้แก่ ชนิดเซรามิก วิธีในการขัด จำนวนครั้งในการขัดว่าทั้งสามปัจจัยมีอิทธิพลต่อความเรียบของผิวเซรามิกหรือไม่และทั้งสามปัจจัยมีอิทธิพลต่อกันหรือไม่ โดยใช้สถิติทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 3 ทาง จากการทดสอบพบว่าชนิดของเซรามิก วิธีในการขัดและจำนวนครั้งในการขัดมีผลต่อความเรียบของผิวเซรามิกแต่ทั้งสามปัจจัยไม่มีอิทธิพลต่อกัน ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงการทดสอบอิทธิพลของชนิดเซรามิก วิธีในการขัดและจำนวนครั้งในการขัดต่อความเรียบของผิวเซรามิกทั้ง 3 ชนิด
Table 2 Influence of ceramic, polishing method and polishing stroke on surface roughness of 3 ceramic.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P-value
Type	.259	2	.129	186.607	.000*
System	.152	2	.076	109.376	.000*
Stroke	.067	1	.067	96.345	.000*
Type * System	.088	4	.022	31.854	.000*
Type * Stroke	.024	2	.012	17.194	.000*
System * Stroke	.001	2	.001	.864	.424
Type * System * Stroke	.004	4	.001	1.588	.180

a. R Squared = .841 (Adjusted R Squared = .825)

Type = ชนิดของเซรามิก

System = วิธีในการขัด

* = Significantly different at P-value < 0.05

Stroke = จำนวนครั้งในการขัด

สำหรับการเปรียบเทียบความเรียบของผิวเซรามิกแคดแคมทั้งสามชนิดได้แก่ วิตามินาร์กทู ไอพีเอส เอ็มเพรสแคด และไอพีเอส อีแมกซ์แคดหลังขัดด้วยวิธีต่าง ๆ 3 วิธีและจำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ มีความเรียบต่างกันหรือไม่และแตกต่างกับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับหรือไม่ รวมทั้งการศึกษาเพื่อหาวิธีในการขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่เหมาะสมกับเซรามิกแต่ละชนิดทำโดยเริ่มจากการศึกษาว่าวิธีในการขัดและจำนวนครั้ง

ในการขัดมีอิทธิพลต่อความเรียบผิวของเซรามิกหรือไม่และทั้งสองปัจจัยมีอิทธิพลต่อกันหรือไม่โดยมีกลุ่มเคลือบทับเป็นกลุ่มควบคุม ทำการเปรียบเทียบแยกตามชนิดของเซรามิก โดยนำค่าเฉลี่ยของกลุ่มที่ 1-6 ที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ และกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับของเซรามิกทั้งสามชนิดมาทดสอบการแจกแจงข้อมูลด้วยโคโมโกรอฟ-สมิธพบว่าข้อมูลกระจายตัวเป็นปกติ จึงใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางในการ

ทดสอบ จากการทดสอบพบว่าวิธีขัดและจำนวนครั้งในการขัดมีอิทธิพลต่อความหยาบพื้นผิวของเซรามิกในกลุ่มวีต้ามาร์กทู และทั้งสองปัจจัยไม่มีอิทธิพลต่อกัน ในกลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรส แคตพบว่าวิธีในการขัดมีอิทธิพลต่อความหยาบพื้นผิวของเซรามิกแต่จำนวนครั้งในการขัดไม่มีอิทธิพลต่อความหยาบพื้นผิวและทั้งสองปัจจัยไม่มีอิทธิพลต่อกัน และในกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์พบว่าวิธีการขัดและจำนวนครั้งในการขัดมีอิทธิพลต่อความหยาบพื้นผิวของเซรามิกและทั้งสองปัจจัยมีอิทธิพลต่อกัน โดยค่า p -value น้อยกว่า 0.05 ดังนั้นการทดสอบเพื่อหาวิธีขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่เหมาะสมกับเซรามิกแต่ละชนิดจะทดสอบแยกตามชนิดของเซรามิก ในกลุ่มวีต้ามาร์ก

ทูบล็อกทำโดยเปรียบเทียบเซรามิกทุกกลุ่มกับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับ เนื่องจากผลจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางพบว่าทั้งระบบและเวลาที่มีอิทธิพลต่อความเรียบของผิวเซรามิก หลังจากทำการแจกแจงข้อมูลกลุ่มย่อยด้วยโคโมโกรอฟ สเมอร์นอฟพบว่าการแจกแจงแบบปกติ จากการทดสอบค่าความแปรปรวนของพื้นผิวเซรามิกแต่ละกลุ่มย่อยพบว่าค่าความแปรปรวนเท่ากันทุกกลุ่ม จึงใช้สถิติความแปรปรวนแบบทางเดียวในการทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มย่อย พบว่ามีอย่างน้อย 2 กลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยแตกต่างกัน จากนั้นทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยเชฟเฟพบว่ามี ความแตกต่างกัน ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ยและการเปรียบเทียบความเรียบพื้นผิวของเซรามิกกลุ่มที่ขัดด้วยวิธีต่าง ๆ กับกลุ่มเคลือบทับในเซรามิกกลุ่มวีต้ามาร์กทู

Table 3 Mean and comparison of surface roughness of different polishing methods and glazed ceramic in Vita Mark II group.

GROUP	GLAZE	OPT40	SOF40	AST40	OPT20	AST20	SOF20
GLAZE (0.2073±0.0078)		*	*	*	*	*	*
OPT40 (0.2311±0.0063)	*		NS	NS	NS	*	*
SOF40 (0.2408±0.0063)	*	NS		NS	NS	*	*
AST40 (0.2418±0.0157)	*	NS	NS		NS	*	*
OPT20 (0.2500±0.0158)	*	NS	NS	NS		*	*
AST20 (0.2711±0.0184)	*	*	*	*	*		NS
SOF20 (0.2730±0.0105)	*	*	*	*	*	NS	

NS = non significantly

* = Significantly different at P -value < 0.05

OPT40 = กลุ่มชุดขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้ง

OPT20 = กลุ่มชุดขัดออปทราไฟน์ 20 ครั้ง

SOF40 = กลุ่มชุดขัดซอฟเลกซ์ 40 ครั้ง

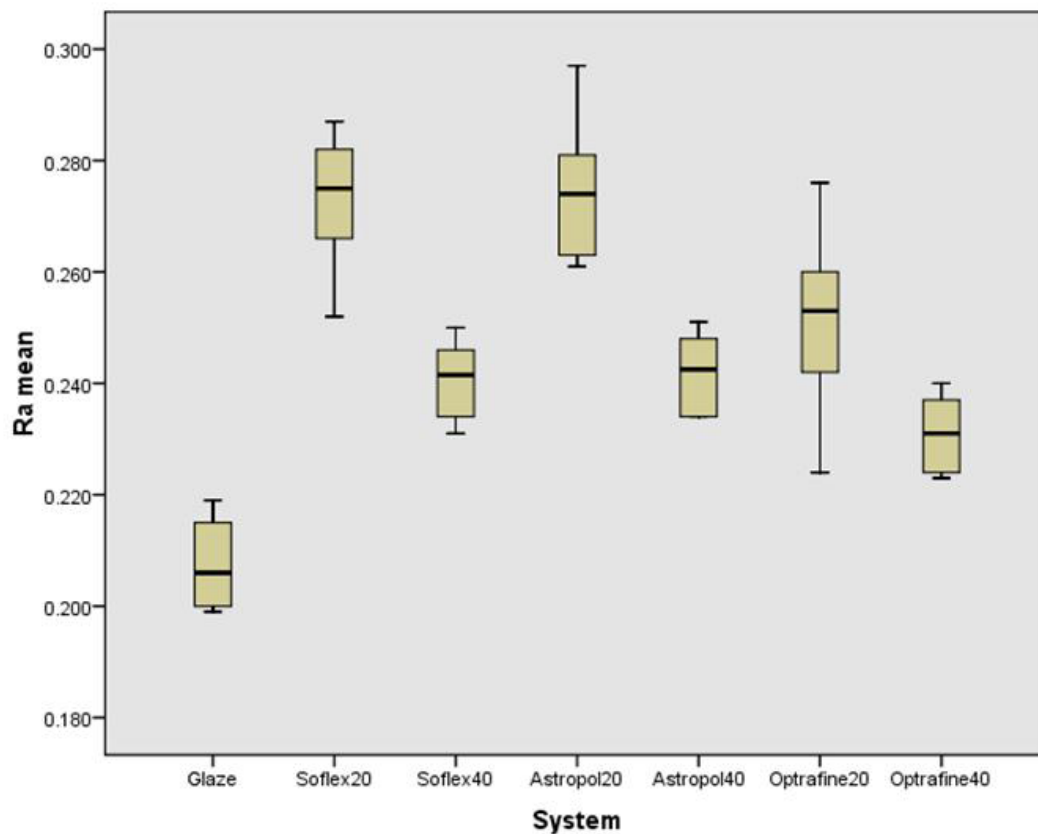
SOF20 = กลุ่มชุดขัดซอฟเลกซ์ 20 ครั้ง

AST40 = กลุ่มชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง

AST20 = กลุ่มชุดขัดแอสโตรโพล 20 ครั้ง

เซรามิกวีต้ามาร์กทูที่ผ่านการเคลือบทับมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวแตกต่างจากกลุ่มอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวต่ำที่สุด ในขณะที่กลุ่มที่ผ่านการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ 20 และ 40 ครั้ง ชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง และกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดซอฟเลกซ์ 40 ครั้ง มีความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีความแตกต่างจากกลุ่มที่ผ่านการขัดด้วย

ชุดขัดซอฟเลกซ์ 20 ครั้งและกลุ่มที่ขัดด้วยห้วยางแอสโตรโพล 20 ครั้ง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสองกลุ่มนี้มีความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกัน โดยที่กลุ่มที่ผ่านการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ 20 และ 40 ครั้ง ชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง และกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดซอฟเลกซ์ 40 ครั้ง มีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่ต่ำกว่า ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของเซรามิกที่ผ่านการเคลือบหยาบและผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ จำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ ในกลุ่มวีต้ามาร์กทู

Figure 1 Mean surface roughness of overglazed and polished ceramic in Vita Mark™II group.

ในการทดสอบเพื่อหาวิธีขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่เหมาะสมกับเซรามิกกลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรสแคด ทำโดยเปรียบเทียบเซรามิกทุกกลุ่มกับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบหยาบ เนื่องจากวิธีขัดมีผลต่อความเรียบพื้นผิวของเซรามิกแต่จำนวนครั้งในการขัดไม่มีอิทธิพลต่อความเรียบของผิวเซรามิก หลังจากทำการแจกแจงข้อมูลกลุ่มย่อยด้วยโคโมโกรอฟ สเมอรนอฟพบว่ามีการแจกแจงแบบปกติ จากการทดสอบค่าความแปรปรวนของแต่ละกลุ่มย่อยพบว่ามีความแปรปรวนเท่ากันทุกกลุ่มจึงใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวในการทดสอบความ

แตกต่างของค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่ม พบว่ามีอย่างน้อย 2 กลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยต่างกัน จากนั้นเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยเซฟเฟพบว่ามีความแตกต่างกันดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ยและการเปรียบเทียบความเรียบพื้นผิวของวิธีการขัดต่าง ๆ กับกลุ่มเคลือบทับในเซรามิกกลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรสแคด

Table 4 Mean and comparison of surface roughness of different polishing methods and glazed ceramic in IPS Empress CAD group.

	GROUP	Glaze	Optrafine	Soflex	Astropol
Glaze	(0.1860±0.0263)		*	*	*
Optrafine	(0.2859±0.0383)	*		NS	*
Soflex	(0.2904±0.0444)	*	NS		*
Astropol	(0.4087±0.0291)	*	*	*	

NS = non significantly

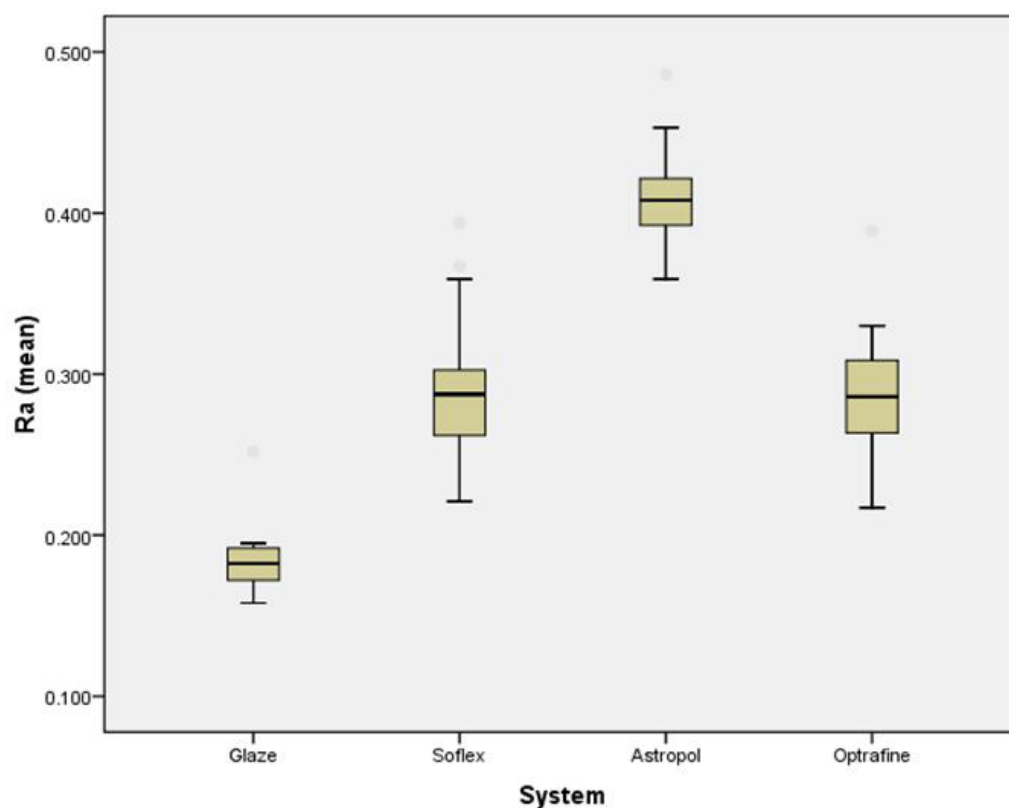
* = Significantly different at P-value < 0.05

Optrafine = กลุ่มหัวขัดออปตราไฟน์

Astropol = กลุ่มหัวขัดยางแอลโทรโพล

Soflex = กลุ่มหัวขัดชนิดแผ่นพลาสติกเคลือบลูมินัมออกไซด์

กลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับมีพื้นผิวที่เรียบที่สุด รองลงมา สำคัญทางสถิติ ส่วนกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดแอลโทรโพลให้พื้นผิว คือกลุ่มที่ผ่านการขัดด้วยชุดขัดออปตราไฟน์และกลุ่มที่ขัดด้วย ที่มีความหยาบมากที่สุด ดังรูปที่ 2 ชุดขัดซอฟเฟล็กซ์ซึ่งมีความเรียบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัย



รูปที่ 2 ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของเซรามิกที่ผ่านการเคลือบทับและผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ จำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ ในกลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรสแคด

Figure 2 Mean surface roughness of overglazed and polished ceramic in IPS Empress CAD™ group.

สำหรับกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความเรียบพื้นผิวของเซรามิกที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ ทุกกลุ่มกับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางพบว่าทั้งวิธีการขัดและจำนวนครั้งในการขัดมีอิทธิพลต่อความเรียบของพื้นผิวเซรามิก เมื่อทำการทดสอบการแจกแจงของข้อมูลกลุ่มย่อยด้วยโคโมโกรอฟ สเมอร์นอฟพบว่ามีการแจกแจงแบบปกติ ได้มีการตรวจสอบค่าความแปรปรวน

ของแต่ละกลุ่มย่อยพบว่ามีค่าความแปรปรวนเท่ากันทุกกลุ่ม จึงใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวในการทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่ม พบว่ามีอย่างน้อย 2 กลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยแตกต่างกัน จากนั้นทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนโดยเชฟเฟพบว่ามีความแตกต่างกันดังตารางที่ 5

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยและการเปรียบเทียบความเรียบพื้นผิวของเซรามิกกลุ่มที่ขัดด้วยวิธีต่าง ๆ กับกลุ่มเคลือบทับในเซรามิกกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคด

Table 5 Mean and comparison of surface roughness of different polishing methods and glazed ceramic in IPS e.max CAD group.

GROUP	Glaze	SOF40	OPT40	AST40	OPT20	SOF20	AST20
Glaze (0.1822±0.0117)		*	*	*	*	*	*
SOF40 (0.2671±0.0199)	*		NS	*	*	*	*
OPT40 (0.2839±0.0067)	*	NS		*	*	*	*
AST40 (0.3472±0.0329)	*	*	*		NS	NS	*
OPT20 (0.3562±0.0217)	*	*	*	NS		NS	*
SOF20 (0.3569±0.0187)	*	*	*	NS	NS		*
AST20 (0.3972±0.0273)	*	*	*	*	*	*	

NS = non significantly

* = Significantly different at P-value < 0.05

SOF40 = กลุ่มชุดขัดซอพเลกซ์ 40 ครั้ง

OPT20 = กลุ่มชุดขัดออปทราไฟน์ 20 ครั้ง

OPT40 = กลุ่มชุดขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้ง

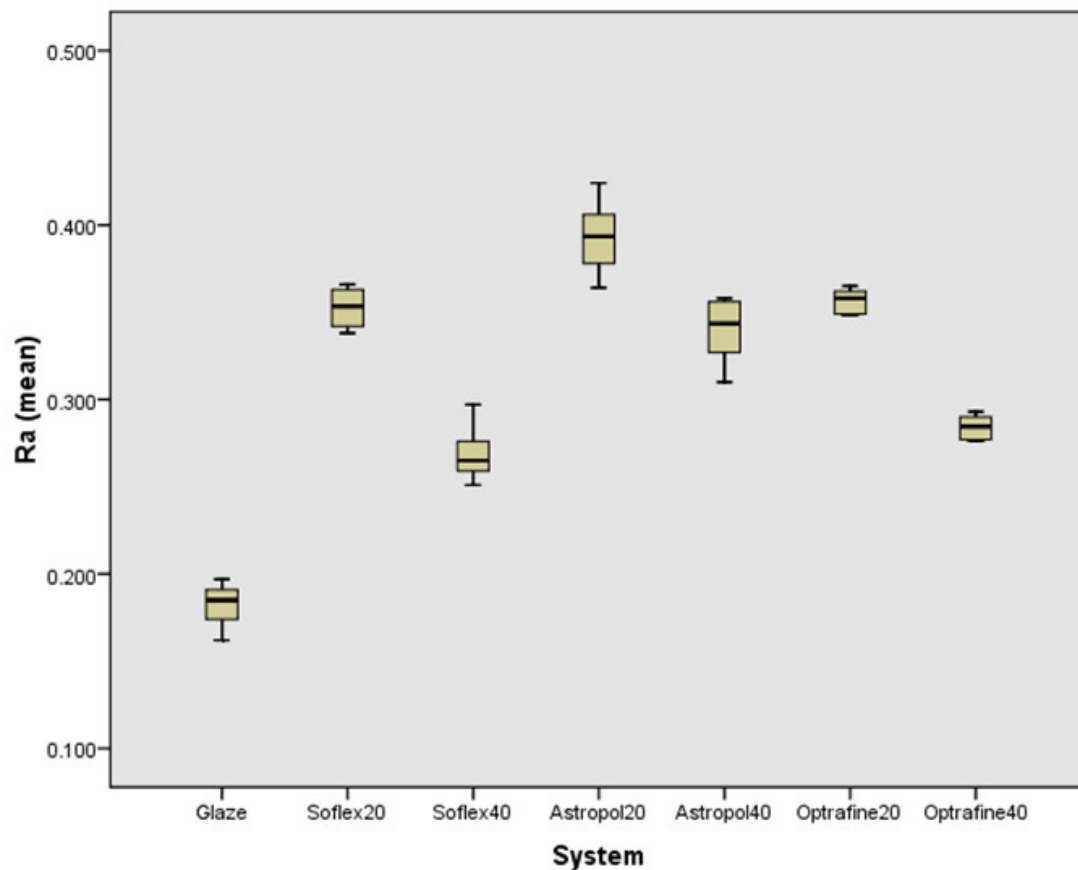
SOF20 = กลุ่มชุดขัดซอพเลกซ์ 20 ครั้ง

AST40 = กลุ่มชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง

AST20 = กลุ่มชุดขัดแอสโตรโพล 20 ครั้ง

ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของเซรามิกกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ และจำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ กันและกลุ่มเคลือบทับดังแสดงในรูปที่ 3 พบว่าเซรามิกไอพีเอส อีแมกซ์แคดที่ผ่านการเคลือบทับมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวแตกต่างจากกลุ่มอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวต่ำที่สุดในขณะที่กลุ่มที่ผ่านการขัดด้วยวิธีขัดต่าง ๆ แบ่งความแตกต่างได้เป็น 3 กลุ่ม โดยกลุ่มแรกคือกลุ่มที่ใช้ชุดขัดซอพเลกซ์ 40 ครั้ง และชุดขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้ง มีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกัน แต่ต่ำกว่ากลุ่มที่ขัดด้วยวิธีขัดอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญ

ทางสถิติ กลุ่มถัดมาคือ กลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง กลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์และชุดขัดซอพเลกซ์ 20 ครั้ง มีความหยาบพื้นผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวสูงกว่ากลุ่มแรกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและกลุ่มสุดท้ายคือกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดแอสโตรโพล 20 ครั้ง ซึ่งเป็นกลุ่มที่มีความหยาบพื้นผิวสูงที่สุด



รูปที่ 3 ค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวของเซรามิกที่ผ่านการเคลือบทับและผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ จำนวนครั้งในการขัดต่าง ๆ ในกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคด

Figure 3 Mean surface roughness of overglazed and polished ceramic in IPS e.max CAD™ group.

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติเปรียบเทียบความเรียบของผิวเซรามิกทั้งสามชนิดพบว่าวิธีการเคลือบทับทำให้ผิวเซรามิกมีความเรียบมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการขัดต่าง ๆ กลุ่มวิต้ามาร์กทูในทุกชุดหัวขัดที่ขัดด้วยจำนวนครั้งในการขัด 40 ครั้ง และชุดขัดออปตราไฟน์ 20 ครั้ง ให้ความเรียบรองจากกลุ่มเคลือบทับ ในกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดการ

ขัดด้วยชุดขัดซอพล็กซ์และชุดขัดออปตราไฟน์ 40 ครั้ง ทำให้ผิวเซรามิกมีความเรียบรองจากกลุ่มที่ผ่านการเคลือบทับ ส่วนกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดพบว่าการขัดด้วยชุดขัดซอพล็กซ์และหัวขัดออปตราไฟน์ทั้ง 20 และ 40 ครั้ง ให้ความเรียบไม่แตกต่างกันรองจากกลุ่มเคลือบทับ

บทวิจารณ์

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้พบว่าชนิดของเซรามิก วิธีการขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่แตกต่างกัน มีผลต่อความหยาบพื้นผิวของเซรามิก การนำเซรามิกแคดแคมมาใช้ในงานวิจัยครั้งนี้มีการพ่นผิวให้คล้ายคลึงจากการกลึงจากเครื่องซีเร็กซ์ด้วยหัวกรอความเร็วสูงโดยใช้เครื่องขึ้นรูปชิ้นงานที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ ทำให้ชิ้นงานเริ่มต้นมีความหยาบพื้นผิวใกล้เคียงกัน ส่วนในขั้นตอนการขัดแต่งได้ทำการควบคุมจำนวนครั้งของการกรอลากหัวขัดโดยมีระยะทางในการขัดไปกลับที่เท่ากันในแต่ละครั้งและทำโดยบุคคลเพียงคนเดียวที่ได้ทำการฝึกฝนจนชำนาญและใช้แรงใน

การขัดให้มีความใกล้เคียงกันมากที่สุด รวมถึงได้นำชิ้นงานมาใช้ในการทดสอบจำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้นและเมื่อวัดค่าการกระจายตัวของข้อมูลพบที่มีความแปรปรวนต่ำ ทำให้การควบคุมทั้งหมดน่าเชื่อถือและยอมรับได้

ประสิทธิภาพในการขัดวัสดุเกิดได้จากหลายปัจจัย เช่น ความแข็งผิว (hardness) ที่แตกต่างกันระหว่างวัสดุที่นำมาขัดกับวัสดุที่ถูกขัด ขนาดและรูปร่างของผงขัดที่นำมาใช้ ความเร็วและแรงกดที่เกิดขึ้นจากตัวผงขัดต่อเซรามิก ในการวิจัยนี้ใช้เซรามิกทั้งหมด 3 ชนิดที่มีองค์ประกอบที่แตกต่างกันและมีขนาดของเกรน (grain) ที่แตกต่างกัน ส่งผลให้มีความแข็งผิวที่แตกต่างกัน โดยพบว่ากลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคดซึ่งเป็นเซรามิกที่มีองค์

ประกอบของลิเทียมไดซิลิเกตมีขนาดของเกรนอยู่ที่ 0.2-1 ไมโครเมตรมีความแข็งผิวสูงสุดรองลงมาได้แก่กลุ่มไอพีเอส เอ็มเพรสแคตซึ่งเป็นเซรามิกที่มีการเสริมความแข็งแรงด้วยลูโซที่มีขนาดเกรนอยู่ที่ 1-5 ไมโครเมตรและกลุ่มวีต้ามาร์กทูมีความแข็งผิวต่ำสุดมีองค์ประกอบของเฟลด์สปาทิกที่มีขนาดเกรนอยู่ที่ 4 ไมโครเมตร (ความแข็งผิวไอพีเอส อีแมกซ์แคต = 5.83 ± 0.07 ไอพีเอส เอ็มเพรสแคต = 4.60 ± 0.12 และวีต้ามาร์กทู = 3.46 ± 0.15)¹⁹ โดยในกลุ่มวีต้ามาร์กทูพบว่ามีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวต่ำเมื่อผ่านการขัดด้วยหัวขัดทั้ง 3 ชนิด โดยมีขนาดของเกรนที่ค่อนข้างละเอียดและมีความแข็งผิวต่ำจึงสามารถขัดให้เรียบได้มากกว่าเซรามิกชนิดอื่นและเมื่อขัดด้วยจำนวนครั้งที่มากขึ้นทำให้มีความเรียบเพิ่มมากขึ้น มีการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของเซรามิกนั้นมีผลต่อความเรียบพื้นผิว จากการศึกษาของ Sasahara และคณะ²⁰ พบว่าความเรียบของเซรามิกขึ้นกับปริมาณลูโซท์ที่เป็นองค์ประกอบในเซรามิกโดยเซรามิกที่มีปริมาณลูโซท์ต่ำเมื่อทำการขัดด้วยครีมหัดกากเพชรจะทำให้พื้นผิวเรียบมากกว่าเซรามิกที่มีปริมาณลูโซท์สูง

ชนิดของผงขัดที่เป็นองค์ประกอบหลักในหัวขัดแต่ละชนิดเป็นสิ่งที่มีความสำคัญต่อความเรียบของพื้นผิวเซรามิกเนื่องจากผงขัดที่แตกต่างกันมีความสามารถในการขัดที่ต่างกัน โดยในชุดขัดออปทราไฟน์มีผงขัดที่ทำมาจากผงกากเพชรเป็นส่วนประกอบหลักซึ่งเพชรมีความแข็งผิวอยู่ที่ 10 โมส์ (Mohs) ซึ่งมีความแข็งผิวสูงสุดเมื่อนำไปขัดผิวเซรามิกซึ่งมีความแข็งผิวต่ำกว่าจึงทำให้เกิดการขัดผิวด้านนอกของเซรามิก ออกไปและในขั้นตอนสุดท้ายในการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์มีการใช้ครีมหัดกากเพชรร่วมด้วยซึ่งพบว่าทำให้พื้นผิวเซรามิกมีความเรียบรองลงมาจากกลุ่มที่ผ่านการเคลือบหัดและสอดคล้องกับหลายการศึกษา^{15,21-23} ที่พบว่าการขัดขั้นตอนสุดท้ายด้วยครีมหัดกากเพชรทำให้พื้นผิวเรียบมากกว่าการขัดด้วยวิธีอื่นซึ่งน่าจะเกิดจากผงกากเพชรมีความแข็งผิวสูงทำให้มีความสามารถในการขัดที่สูงกว่าผงขัดชนิดอื่น ๆ จึงสามารถลดความแหลมคมของเกรนที่อยู่ในพื้นผิว ทำให้พื้นผิวเรียบขึ้นได้ ในการขัดด้วยชุดขัดซอพล็กซ์พบว่าให้พื้นผิวที่เรียบไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาอื่น^{11,24} ที่พบว่าการขัดด้วยชุดขัดซอพล็กซ์ให้พื้นผิวที่เรียบที่สุด ซึ่งในหัวขัดนี้ประกอบด้วยผงขัดชนิดอะลูมิเนียมออกไซด์ที่มีความแข็งผิวอยู่ที่ 7-9 โมส์ และเมื่อนำมาใช้จะเรียงลำดับความหยาบจากมากไปหาน้อย โดยในงานวิจัยนี้ใช้แผ่นซอพล็กซ์ขนาดใหญ่เส้นผ่านศูนย์กลาง 12.7 มิลลิเมตร ทำให้สามารถขัดได้ครอบคลุมพื้นผิวเซรามิกทั้งหมด โดยจากการวิจัยครั้งนี้พบว่าในกลุ่มวีต้ามาร์กทูและไอพีเอส อีแมกซ์แคตเมื่อ

ขัดด้วยจำนวนครั้งที่มากขึ้นทำให้พื้นผิวเรียบมากขึ้น แต่เนื่องจากหัวขัดชนิดนี้มีชั้นผงขัดที่ไม่หนามากนัก ถ้าทำการขัดด้วยจำนวนครั้งที่มากกว่านี้อาจไม่ทำให้พื้นผิวเซรามิกเรียบมากขึ้น เนื่องจากผิวของผงขัดอาจจะหลุดออกจากแผ่นพลาสติกจนหมดไป แต่ในกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคตพบว่าไม่ว่าจะขัดด้วยจำนวนครั้ง 20 หรือ 40 ครั้ง ก็ให้พื้นผิวเซรามิกที่เรียบไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นในกลุ่มไอพีเอส อีแมกซ์แคต การขัดด้วยหัวขัดแผ่นพลาสติกเคลือบอะลูมิเนียมออกไซด์ด้วยจำนวนครั้งเพียง 20 ครั้งก็เพียงพอต่อการทำให้เกิดพื้นผิวที่เรียบได้แล้ว เป็นการประหยัดเวลาในการทำงาน โดยปกติชุดขัดซอพล็กซ์ถูกนำมาใช้ในการขัดแต่งวัสดุบูรณะสีเหมือนฟัน เช่น เรซินคอมโพสิต กลาสส์ ไอโอโนเมอร์ แต่ในการวิจัยนี้ได้ทำการเลือกหัวขัดที่ใช้สำหรับขัดเซรามิกและชุดวัสดุบูรณะสีเหมือนฟันที่มีจำหน่ายในประเทศไทยและเป็นที่นิยมมาใช้ทดสอบชุดบล็อกเซรามิกชนิดแคตแคมซึ่งให้ผลที่ดี โดยในกลุ่มเซรามิกไอพีเอส อีแมกซ์แคตพบว่าชุดขัดซอพล็กซ์สามารถทำให้พื้นผิวเซรามิกมีความเรียบไม่แตกต่างกับกลุ่มที่ขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ซึ่งผลิตออกมาเพื่อใช้ในการขัดแต่งเซรามิกโดยเฉพาะไม่ว่าจะขัดด้วยจำนวน 20 หรือ 40 ครั้ง ส่วนเซรามิกในกลุ่มวีต้ามาร์กทูและไอพีเอส อีแมกซ์แคตที่ขัดด้วยชุดขัดซอพล็กซ์ 40 ครั้ง พบว่าทำให้เกิดผิวเซรามิกที่เรียบไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ขัดด้วยหัวขัดออปทราไฟน์ 40 ครั้ง แต่การที่หัวขัดทำให้ได้ความเรียบใกล้เคียงกันอาจต้องคำนึงถึงความเหมาะสมในการใช้งาน เนื่องจากการใช้ชุดขัดซอพล็กซ์เหมาะสมกับการขัดแต่งในบริเวณที่มีลักษณะเรียบ หรือบริเวณสันริมฟัน (marginal ridge) ซึ่งให้ความมั่นใจที่ดีแต่ไม่เหมาะกับบริเวณร่องด้านบดเคี้ยว (occlusal groove) หรือบริเวณแอ่งด้านเพดานและแอ่งด้านลิ้นของฟันหน้า (palatal fossa) ซึ่งเหมาะกับหัวขัดที่มีรูปร่างกลมหรือหัวขัดรูปกรวย ในส่วนของราคาก็มีผลต่อการเลือกใช้ ในกรณีที่ขัดชิ้นงานได้ความเรียบใกล้เคียงกันการเลือกหัวขัดที่มีราคาถูกกว่าก็เป็นตัวเลือกที่ดีในการนำมาใช้งาน เช่นเดียวกับชุดขัดออปทราไฟน์และชุดขัดแอสโตรโพล ในกลุ่มเซรามิกวีต้ามาร์กทูและไอพีเอส อีแมกซ์แคตพบว่าเมื่อขัดด้วยชุดขัดแอสโตรโพลด้วยจำนวนครั้ง 20 ครั้ง ให้พื้นผิวที่มีความหยาบมากที่สุด อาจเกิดจากหัวขัดนี้มีส่วนประกอบหลักที่ทำมาจากยางซิลิโคนและมีผงซิลิกอนคาร์ไบด์ฝังอยู่ข้างในซึ่งซิลิกอนคาร์ไบด์มีความแข็งผิวอยู่ที่ 9 โมส์ ซึ่งมีความแข็งน้อยกว่าเพชร โดยการใช้งานต้องเรียงลำดับการขัดตามความหยาบของหัวขัดได้ 3 ระดับ เมื่อขัดโดยใช้ระยะเวลาไม่นานผงขัดที่ฝังในยางจึงมีประสิทธิภาพไม่ดีเท่าที่ควร แต่เมื่อขัดต่อไปเรื่อย ๆ พบว่าสามารถทำให้ชิ้นงานเรียบขึ้นได้ แต่ถ้าเทียบกับวิธีการขัดอื่น ๆ พบว่าไม่สามารถทำให้เรียบได้เท่าวิธีขัดอื่น ๆ

ในการศึกษานี้ผู้วิจัยได้ทำการขัดผิวเซรามิกในสภาวะแห้งซึ่งสามารถทำให้เกิดความร้อนเกิดขึ้นกับชิ้นงานได้และทำให้เกิดการขัดถูที่เพิ่มมากขึ้น ในขณะที่เดียวกันการไม่มีตัวหล่อลื่นอาจส่งผลให้เศษของหัวขัดหลุดออกมาจากหัวขัดกลายเป็นส่วนหนึ่งที่ทำให้เกิดการขัดถูที่มากขึ้น²⁵ การใช้น้ำร่วมด้วยในกระบวนการขัดนอกจากจะช่วยลดการกระจายของผงขัดยังช่วยลดความร้อนที่เกิดขึ้นจากการขัด ซึ่งถ้าความร้อนที่มีมากเกินไปสามารถทำให้เกิดรอยแตกบริเวณผิวชิ้นงานซึ่งนำไปสู่การลดลงของค่าความแข็งแรงของชิ้นงาน²⁶ แต่มีบางการศึกษาพบว่าเมื่อนำพอร์ซเลนชนิดที่มีอุณหภูมิเผาต่ำมาขัดทำให้มีความทนความเค้นเพิ่มมากขึ้น แสดงให้เห็นว่าการขัดผิวเซรามิกนอกจากจะทำให้มีความเรียบผิวมากขึ้นยังเป็นการเพิ่มคุณสมบัติทางกายภาพที่ดีให้กับชิ้นงาน²⁷

จากการศึกษาที่ผ่านมาได้มีการนำค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวมาใช้ในการเปรียบเทียบความเรียบของชิ้นงาน^{6,18,22,28} แต่ยังไม่สามารถนำผลที่ได้ทั้งหมดมาเปรียบเทียบกันระหว่างการศึกษาได้ เนื่องจากวัสดุที่ใช้ในการขัดแตกต่างกัน วิธีการขัดที่แตกต่างกัน นอกจากนี้ค่าจุดตัดที่นำมาใช้วัดค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นที่แตกต่างกันก็ส่งผลให้ค่าที่วัดได้แตกต่างกัน โดยในการศึกษารุ่นนี้ใช้ค่าตัดที่ 0.8 มิลลิเมตร และใช้ความเร็วในการเคลื่อนเข็มลากไปบนพื้นผิวที่คงที่ 500 ไมโครเมตรต่อวินาที ตามค่ามาตรฐานไอเอสโอหมายเลข 4288²⁹ เนื่องจากมาตรฐานนี้ได้กำหนดเฉพาะค่าตัดที่เหมาะสมสำหรับค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยเชิงเส้นในช่วงต่าง ๆ ดังนั้นผู้วิจัยได้ใช้ค่าเฉลี่ยพื้นผิวเชิงเส้นเป็นตัวแทนในการรายงานผลซึ่งผ่านการกรองข้อมูลตามมาตรฐานดังกล่าวแล้ว

การเลือกใช้เครื่องโปรไฟล์มิเตอร์ในการนำมาวัดความหยาบพื้นผิวเป็นเครื่องวัดความหยาบพื้นผิวที่เหมาะสมกับวัสดุบูรณะที่มีการสะท้อนแสงได้ และปลายเข็มลากที่ทำจากเพชรไม่ทำลายลักษณะพื้นผิวชิ้นงานและการวางตำแหน่งชิ้นงานสามารถวางให้ได้ตำแหน่งเดิมที่ถูกต้องเนื่องจากมีการทำตัววัดชิ้นงานที่จำเพาะกับชิ้นงานเซรามิกที่ต้องการวัด ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาถึงเครื่องมือที่ใช้ในการวัดพื้นผิวเซรามิกโดย Whitehead และคณะ³⁰ ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการใช้เครื่องโปรไฟล์มิเตอร์กับการสะท้อนกลับของแสงเลเซอร์ (laser reflectivity) ในการวัดความหยาบพื้นผิวเซรามิกในกลุ่มไดคอรที่ผ่านการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ กันพบว่า การวัดด้วยการสะท้อนกลับของแสงเลเซอร์เป็นวิธีที่ควรหลีกเลี่ยงในการนำมาวัดเซรามิกที่ผ่านการขัดแต่ง วิธีที่เหมาะสมคือการใช้เครื่องโปรไฟล์มิเตอร์

ผลการศึกษาในครั้งนี้พบว่าในทุกวิธีการขัดไม่สามารถ

ทำให้เกิดผิวเซรามิกเรียบเท่ากับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบหยาบ โดยกลุ่มที่ผ่านการเคลือบหยาบของเซรามิกทั้งสามชนิดมีค่าเฉลี่ยความหยาบพื้นผิวที่ใกล้เคียงกัน (วิต้ามาร์กทู = 0.2073 ไมโครเมตร, ไอพีเอส เอ็มเพรสแคด = 0.1860 ไมโครเมตร, ไอพีเอส อีแมกซ์แคด = 0.1822 ไมโครเมตร) ซึ่งใกล้เคียงกับค่าความหยาบพื้นผิวที่ทำให้เชื้อแบคทีเรียมายึดเกาะได้ โดยถ้าค่าความหยาบพื้นผิวเฉลี่ยของวัสดุมากกว่า 0.2 ไมโครเมตร จะทำให้เกิดการยึดติดของเชื้อแบคทีเรียเพิ่มขึ้นได้^{31,32} ดังนั้นจึงควรหาวิธีในการขัดแต่งชิ้นงานเซรามิกให้มีความเรียบมากที่สุดให้ใกล้เคียงกับกลุ่มที่ผ่านการเคลือบหยาบ นอกจากนั้นการกรอแก้ไขชิ้นงานในช่องปากเป็นสิ่งที่มีความจำเป็นต้องทำในกรณีที่มีการยึดชิ้นงานในช่องปากไปแล้วและต้องทำการแก้ไขจุดสบหรือแก้ไขรูปร่างลักษณะทางกายวิภาคของชิ้นงานให้ถูกต้องเหมาะสม จากการศึกษาพบว่าเซรามิกที่ผ่านการเคลือบหยาบทำให้พื้นผิวเซรามิกมีความเรียบมากที่สุดซึ่งแตกต่างจากการขัดด้วยวิธีต่าง ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษาก่อนหน้านี้^{11,13-15} แต่ในทางตรงกันข้ามมีหลายการศึกษาที่พบว่าการขัดเซรามิกด้วยวิธีขัดต่าง ๆ สามารถทำให้ผิวเซรามิกมีความเรียบมากกว่าการเคลือบหยาบ³³⁻³⁵ ในกรณีที่เซรามิกไม่ได้รับการขัดแต่งที่ดีเพียงพอหรือไม่สามารถนำมาเคลือบหยาบได้นอกจากทำให้เกิดคราบจุลินทรีย์มาเกาะส่งผลให้เกิดการอักเสบของเหงือกแล้วยังทำให้เกิดการสึกของฟันคู่สบได้เช่นกัน⁸⁻¹⁰ รวมถึงสามารถทำให้เกิดการติดสีมากขึ้นกว่าพื้นผิวที่เรียบ^{6,7,36} Flury และคณะ³⁷ ได้ทำการศึกษาผลของความหยาบพื้นผิวที่มีต่อลักษณะทางกลของเซรามิกแคดแคม 2 ชนิดคือวิต้ามาร์กทูและไอพีเอส เอ็มเพรสแคดพบว่าเมื่อความหยาบพื้นผิวลดลงจะช่วยเพิ่มความแข็งแรงของชิ้นงานเซรามิกได้ในเซรามิกทั้ง 2 ชนิด แสดงให้เห็นว่าพื้นผิวของเซรามิกที่มีความเรียบไม่เพียงแต่จะช่วยให้ฟันคู่สบสึกน้อยลง ลดการเกาะตัวของคราบจุลินทรีย์ ยังเพิ่มลักษณะทางกลที่ดีขึ้นอีกด้วย ในบริเวณฟันหน้าที่ต้องการความสวยงาม การขัดแต่งที่เหมาะสมเป็นสิ่งจำเป็นเพราะเซรามิกที่มีความเรียบสามารถสะท้อนแสงได้มากกว่าพื้นผิวที่ขรุขระซึ่งทำให้การมองเห็นสีของวัสดุเปลี่ยนไปได้ ดังนั้นทันตแพทย์ควรให้ความสำคัญกับขั้นตอนในการขัดแต่งวัสดุบูรณะ โดยควรเลือกหัวขัดให้เหมาะสมกับลักษณะพื้นผิวที่ต้องการขัด ไม่ควรออกแรงกดในการขัดชิ้นงานเพราะจะทำให้เกิดความร้อนซึ่งส่งผลเสียต่อโพรงประสาทฟัน และควรเรียงลำดับการขัดตามความหยาบจากมากไปน้อยเพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีความเรียบมากที่สุดซึ่งส่งผลดีสูงสุดแก่คนไข้

สรุป

จากการวิจัยนี้การเคลือบทับทำให้เซรามิกมีความเรียบมากที่สุดในทุกกลุ่มเซรามิก วิธีการขัดและจำนวนครั้งในการขัดที่เหมาะสมกับเซรามิกแต่ละชนิดคือ กลุ่มวีต้ามาร์กทุการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ ชุดขัดซอพเพล็กซ์ ชุดขัดแอสโตรโพล 40 ครั้ง และชุดขัดออปทราไฟน์ 20 ครั้ง ให้ผิวเซรามิกแคตแคมที่มีความเรียบมากที่สุดรองลงมาจากกลุ่มเคลือบทับ กลุ่มโอพีเอส เอ็มเพรสแคต นั้นจำนวนครั้งในการขัดไม่มีผลต่อความเรียบของเซรามิก ดังนั้นวิธีที่เหมาะสมในการขัดคือการขัดด้วยชุดขัดออปทราไฟน์ และชุดขัดซอพเพล็กซ์ ส่วนกลุ่มโอพีเอส อีแมกซ์แคตวิธีการขัดที่เหมาะสมคือการใช้ชุดขัดซอพเพล็กซ์และชุดขัดออปทราไฟน์ที่ 40 ครั้ง สามารถทำให้เกิดผิวเซรามิกที่เรียบที่สุดรองลงมาจากการเคลือบทับ

จากการวิจัยนี้พบว่าวิธีที่ทำให้เกิดผิวเซรามิกที่เรียบที่สุดคือการเคลือบทับ ซึ่งในความเป็นจริงแล้วขั้นตอนในการสร้างชิ้นงานที่ทำจากเซรามิกชนิดแคตแคมเมื่อทำการออกแบบชิ้นงานและทำการกลึงชิ้นงานออกมาแล้ว ในกรณีฟันหน้าที่ต้องการความสวยงาม อาจต้องนำชิ้นงานมาแต่งสีเพิ่มเติมซึ่งจะทำหลังจากกลึงเรียบร้อยแล้ว หลังจากแต่งสีได้ตามความต้องการจะนำไปทำการเคลือบทับและยัดชิ้นงานในช่องปากโดยไม่ควรกรอแต่งผิวหน้าชิ้นงานเพื่อให้ได้ความสวยงามสูงสุดในฟันหลังเมื่อทำการออกแบบชิ้นงานและกลึงชิ้นงานเรียบร้อยแล้ว ควรทำการเคลือบทับและยัดชิ้นงานในช่องปากทันที แต่ในบางครั้งต้องมีการกรอแก้ไขด้านบดเคี้ยวทำให้ต้องนำชิ้นงานไปเคลือบทับอีกครั้งหนึ่งแต่ในกรณีที่ไม่มีเตาเผาเซรามิกในคลินิก ทำให้ต้องใช้วิธีการขัดชิ้นงานในช่องปากแทนเพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีความเรียบมากที่สุด

เนื่องจากในการวิจัยนี้ไม่สามารถควบคุมแรงที่ใช้ในการขัดได้อย่างแน่นอน แต่ควบคุมระยะทางในการขัดแต่ละครั้งให้คงที่และมีความใกล้เคียงกันในทุกชิ้นงาน ซึ่งการวิจัยครั้งนี้ทำโดยบุคคลเพียงคนเดียว และการวิจัยในครั้งนี้การทำในห้องปฏิบัติการซึ่งไม่สามารถจำลองสภาวะจริงในช่องปากได้ ดังนั้นผลที่ได้จึงสามารถนำมาบอกถึงแนวโน้มของผลที่อาจเกิดขึ้นจริงในช่องปาก

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจาก “ทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิต” บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์

มหาวิทยาลัย ผู้วิจัยขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ศูนย์ทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยสำหรับการอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือในงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1984;4:32-46.
2. Bergman M. Side-effects of amalgam and its alternatives: local, systemic and environmental. *Int Dent J* 1990;40:4-10.
3. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013;26:115-20.
4. Clayton JA, Green E. Roughness of pontic materials and dental plaque. *J Prosthet Dent* 1970;23:407-11.
5. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000;83:664-7.
6. Yilmaz C, Korkmaz T, Demirkopru H, Ergun G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont* 2008;17:20-4.
7. Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int* 2009;40:e41-8.
8. Metzler KT, Woody RD, Miller AW 3rd, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1999;81:356-64.
9. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 1994;72:320-3.
10. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater J* 2012;28:909-18.
11. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent* 2002;27:175-83.

12. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J* 2006;17:285-9.
13. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent* 1991;65:383-8.
14. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent* 1992;68:402-6.
15. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1996;9:452-8.
16. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglated porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1982;47:157-62.
17. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent* 2006;31:442-9.
18. Karan S, Toroglu MS. Porcelain refinishing with two different polishing systems after orthodontic debonding. *Angle Orthod* 2008;78:947-53.
19. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419-26.
20. Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent* 2006;31:577-83.
21. Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Andreus SB. Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater* 1988;4:116-21.
22. Sarikaya I, Guler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci* 2010;18:10-6.
23. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peiraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont* 2003;16:74-7.
24. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Biomater Odontol Scand* 1993;51:229-34.
25. Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil* 1999;26:538-46.
26. Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Gonçalves M. Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J* 2006;17:191-4.
27. Rosenstiel SF, Baiker MA, Johnston WM. Comparison of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1989;2:524-9.
28. Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent* 2006;31:577-83.
29. Standardization. IOF. ISO 4288:1996 Geometrical Product Specifications (GPS) Surface texture: Profile method Rules and procedures for the assessment of surface texture Geneva, Switzerland. 1996.
30. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil* 1995;22:421-7.
31. Yip HK, To WM, Smales RJ. Effects of artificial saliva and APF gel on the surface roughness of newer glass ionomer cements. *Oper Dent* 2004;29:661-8.
32. 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;22:146-65.
33. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent* 1994;71:174-7.
34. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004;92:486-90.
35. Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent* 1995;20:106-10.

36. Ertan AA, Sahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2005;32:358-61.
37. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Oper Dent* 2012;37:617-24.

กรุณา ลงทะเบียนหรือ Log in ใน www.cdec.or.th เพื่อตอบคำถามและรับคะแนน 3 หน่วยกิจกรรม
<https://des.cda.or.th/CDECEXam/ExamAns?EXAMKEY=76517>

