



SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ปีที่ 16 ฉบับที่ 1
2566





SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



ที่ปรึกษา

คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
รศ.ดร.ทพ.ณรงค์ศักดิ์ เหล่าศรีสิน
ผศ.ทพ.สุวิทย์ วิมลจิตต์
รศ.ดร.ทพญ.นิรดา ธเนศวร
ผศ.ดร.ทพญ.ณปภา เอี่ยมจิรกุล
Professor Dr. Izumi Yuichi
ผศ.ดร.ทพญ.ปรมาภรณ์ จิวพัฒนากุล แก้วมณี

Advisory Board

Dean, Faculty of Dentistry Srinakharinwirot University
Assoc.Prof.Dr. Narongsak Laosrisin
Assist.Prof.Dr. Suwit Wimonchit
Assoc.Prof.Dr. Nirada Dhanesuan
Assist.Prof.Dr. Napapa Aimjirakul
Tokyo Medical and Dental University, Japan
Assist.Prof.Dr. Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee

บรรณาธิการ

อ.ดร.ทพ.ชัชพันธ์ อุดมพัฒน์นาก

Editor

Dr. Chatchanphan Udompatanakorn

ผู้ช่วยบรรณาธิการ

อ.ดร.ทพ.ณัฐพล กิตติคุณเดชา

Assistant Editor

Dr. Nuttaphon Kittikundecha

กองบรรณาธิการ

ภายนอกหน่วยงาน

Professor Dr. Keisuke Nakashima
Professor Dr. Noriyuki Wakabayashi
ศ.คลินิก ดร.ทพญ.วรุณี เกิดวงศ์บัณฑิต
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
ศ.คลินิก ทพญ.ทัศนีย์ เต็งรังสรรค์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
ศ.ดร.ทพญ.ศิริวรรณ สืบนุกาญจน์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
รศ.ทพ.สุพจน์ ตามสายลม
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
รศ.ดร.ทพญ.ริสา ชัยคุกรัตน์
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ผศ.ดร.ทพ.สุชิต พูลทอง
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ผศ.ดร.ทพ.เทวฤทธิ์ สมโคตร
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
รศ.ดร.ทพญ.ศิริรักษ์ นครชัย
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
รศ.ดร.ทพ.ปจวรี คงขุนเทียน
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
รศ.ดร.ทพ.ธีระศักดิ์ ดำรงรุ่งเรือง
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
รศ.ดร.ทพ.ไชยรัตน์ เฉลิมรัตน์โรจน์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ภายในหน่วยงาน

รศ.ดร.ทพญ.อรุณวรรณ หล้าอุบล
ผศ.ดร.ทพญ.สุธีรา เตชะธนะวัฒน์
อ.ดร.ทพญ.พิมพ์พร จิระเวชวงศ์สกุล
อ.ดร.ทพญ.วารัลณัฐ หิรัญวิษณูรัตน์
อ.ดร.ทพญ.วิชิตา ฉวีวรรณภากร
อ.ทพญ.พิมพ์สุภัค บุญมงคลรักษา
อ.ดร.สิริรัตน์ บุญดีแรก

Editorial Board

External Editorial Board

Kyushu Dental University, Japan
Tokyo Medical and Dental University, Japan
Clinical Professor Dr. Varunee Kerdvongbundit
Faculty of Dentistry, Mahidol University
Clinical Professor Dr. Tasanee Tengrungrunsun
Faculty of Dentistry, Mahidol University
Professor Dr. Siriwan Suebnukarn
Faculty of Dentistry Thammasat University
Assoc.Prof.Dr. Suphot Tamsailom
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
Assoc.Prof.Dr. Risa Chaisuparat
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
Assist.Prof.Dr. Suchit Poolthong
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
Assist.Prof.Dr. Tewarit Somkotra
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
Assoc.Prof.Dr. Siriruk Nakomchai
Faculty of Dentistry, Mahidol University
Assoc.Prof.Dr. Pathawee Khongkhunthian
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
Assoc.Prof.Dr. Teerasak Damrongrungruang
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University
Assoc.Prof.Dr. Chairat Charoemratrote
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University

Internal Editorial Board

Assoc.Prof.Dr. Aroonwan Lam-ubol
Assist.Prof.Dr. Suteera Techatanawat
Dr. Pimporn Jirawechwongsakul
Dr. Worawalun Hirunwidchayarat
Dr. Wichida Chaweewannakorn
Dr. Pimsupak Boonmongkolraksa
Dr.Sirirat Boondireke

ฝ่ายประสานงาน

นางกนกพร สุขยานันท์
นางสาววิภาวี เจนจิตติกุล

Co-ordinator

Mrs. Kanokporn Sukyanan
Miss Wipavee Jenjittikul

สำนักงาน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110
โทรศัพท์ 02-649-5000 ต่อ 15140
จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ swudentj@yahoo.com
เว็บไซต์ <http://ejournals.swu.ac.th/index.php/swudentj>
กำหนดการออกวารสาร (ออนไลน์) ปีละ 2 ฉบับ ฉบับที่ 1 เดือนกรกฎาคม-มิถุนายน ฉบับที่ 2 เดือนกรกฎาคม-ธันวาคม

Office

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University
Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110 Thailand
Tel. 02-649-5000 ext. 15140
E-mail : swudentj@yahoo.com
Web site : <http://ejournals.swu.ac.th/index.php/swudentj>

Author Guidelines

Srinakharinwirot University Dental Journal (SWU Dent J)

SWU Dent J is a dental journal of Srinakharinwirot University established since 2005. The online version has been published since 2022. We are pleased to welcome the authors to submit the articles in oral sciences and other related areas. SWU Dent J. publishes (Online) two issues per year, January-June and July-December.

Purpose of the Journal

1. To publish the original research articles, literature reviews, case reports in oral sciences and other related areas.
2. To introduce new knowledge and observations related to the any aspects of oral and dental cares as well as other healthcare are especially encouraged.
3. To communicate academically between dentists and others in related areas.

Types of Articles

SWU Dent J publishes the following types of articles:

1. **Original Articles** report results of original research in dental and oral sciences as well as other related fields (preclinical, clinical, or translational). The presented work must not be published elsewhere.
2. **Review Articles** describe and evaluate previously published materials in a given topic, diagnosis, or treatment in order to suggest new approaches or ideas.
3. **Case Reports** of rare or unusual cases, or treatment with good long-term follow-up information, particularly in areas in which good statistics on results of treatment are needed.
4. **Miscellaneous** Other manuscript that reports useful information could be written in a form of “Letter to editor” or “Brief communications”.

Manuscript Submission

All abstracts must be submitted in English. Manuscript written in Thai and/or Thai authors need to include abstract in both languages. Authors of non-native English speakers should consider their work reviewed by either a native English speaker or academic proofreading services prior to submission.

All submissions must include a cover letter signed by all authors. Cover letters should certify the research is original, not being simultaneously considered for publication elsewhere, and free of conflict of interest. The format of cover letter is available at the end of this document.

In addition, title page should be submitted. Title page includes title of the manuscript, name, degree and affiliation of all authors. Moreover, mailing address, telephone number and email address of corresponding author should be included.

Submission can be done online via SWU eJournals System (OSJ) at <http://ejournals.swu.ac.th/index.php/swudentj> or the authors can send the manuscript and related document to email: swudentj@yahoo.com

Manuscript preparation

Manuscripts must adhere to the following instructions or they will be rejected before undergoing peer review.

- Prepare the manuscript in Microsoft Word (docx) using Cordia new font 16. Leave a one-inch margin on all sides. Do not right justify.
- Manuscript must be done in plain and simple style format as possible.
- Number all manuscript pages consecutively in the upper right-hand corner (text and references, followed by illustrations on separate pages).
- Manuscript length (including all references, tables, figures) should be no more than 15 pages (standard A4 21.1 x 29.7 cm page size).
- All figures, illustrations, graphs, and tables must be provided in the text and should include title and foot note. In addition, explanation for abbreviation and symbols is required.
- Identifying teeth by their name, rather than a number or letter. Be consistent throughout the manuscript. If it is not possible to use the name, use FDI two-digit system after which their full names have been firstly mentioned in the text.
- Follow internationally accepted rules and conventions: use the international system of units (SI). If other units are mentioned, please give their equivalent in SI.
- Abbreviation should be explained in the parenthesis when first used. Avoid using abbreviation in title and abstract.

Manuscript format

Please order the manuscript as follows: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusion, Acknowledgements, References, Start each section on a separate page.

Title page

- The title page should contain:
 1. Title: a concise and informative title (do not include numbers, acronyms, abbreviations).
 2. Corresponding Author must provide: full name, complete address, phone, fax, and a valid e-mail address, which will be used for all communication with the journal.
 3. Author information including;
 - 3.1 Full name of all authors
 - 3.2 Complete mailing address for each author
 - 3.3 Degrees (e.g. DDS, PhD)
 - 3.4 Affiliation (e.g. Department of Stomatology, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University)

Abstract

- 250 words.
- Original article : abstract Should include as follows: Objectives, Methods, Results, and Conclusions.

All abstracts must be submitted in English. Manuscript written in Thai need to include abstract in both languages.

Keywords: Up to 3-6 keywords should be provided, and selected from Medical Subject Headings (MeSH). Information on the selection of keywords: see <http://www.nlm.nih.gov/mesh/MBrowser.html>.

Introduction

- Briefly explain the existing knowledge, and demonstrate the problems leading to the main objectives of the research.

Materials and methods

- Describe the procedures in detail.
- If human subjects or related specimens (including teeth, saliva, tissues) have been involved in the research, please state evidence of IRB or local ethical committee approval, including an obtaining of informed consent. When laboratory animals are used, inform the level of institutional review allowing for human practices, as appropriated.
- Provide names and sources of all instruments or commercial products e.g.
 - Instrument e.g. Universal Testing machine (Shimadzu, EZtest, Japan)
 - Commercial product e.g. Polyether (Impregum, 3MESPE, USA)
- Statistics used in the manuscript should be clearly demonstrated.

Results

- Report data directly with complete statistical analysis.
- Always describe statistic values with standard errors or standard deviations, including particular degree of probability level e.g. $p = 0.026$ or $p < 0.05$
- Tables and figures should be numbered in the order in which they are described and cited in the text.

Discussion

- Carefully explain and evaluate data.
- Compare with other findings particularly what causes the difference.
- Suggest directions for future research.

Conclusion (if included)

- State shortly the most important finding of the research.
- Do not repeat Results or Discussion.

Acknowledgements (if applicable)

- Inform all assistances from individuals as appropriated.
- Report all sources of grant and other support for the project.

References

- All reference must be written in English.
- Citations should be numbered consecutively in parentheses as they appear in the text and they should present after punctuation e.g. text (1,4-7,9,10).
- Examples of reference citation formats:
 - Journal article:
Aronrerk N, Pichyangkul S, Yongvanitchit K, Wisetchang M, Sa-Ard-lam N, Sirisinha S, et al. Generation of gingival T cell lines/clones specific with *Porphyromonas gingivalis* pulsed dendritic cells from periodontitis patients. J Periodontal Res. 2003;38(3):262-8.
 - Books/Chapter in a book:
Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. 3rded. St. Louis: Mosby; 2000.
Yamada KM. Fibronectin and other cell interactive glycoproteins. In: Hay ED, editor. Cell biology of extra-cellular matrix. 2nded. New York: Plenum Press; 1991. p.111-46.

- Dissertation:

Kerdmanee K. *In Vitro* Study of Er,Cr:YSGG Laser in Adjunct to Ultrasonic Root Debridement on The Attachment of Human Periodontal Ligament Fibroblasts [Master thesis, M.S. (Periodontology)]. Bangkok: Srinakharinwirot University; 2015.

- Journal article on the Internet (Article with digital object identifier)

Lam-ubol A, Rungsiyanont S, Vacharotayangul P, Sappayatosok K, Chankanka O. Oral manifestations, salivary flow rates and *Candida* species in Thai HIV-infected patients. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(2):e138-45. doi: 10.4317/jced.55384.

- Database on the Internet

National Statistical Office. The 2013 survey on health and welfare [Internet]. Bangkok: Ministry of Information and Communication Technology; 2017 [cited 2017 March]. Available from: URL: <http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/themes/files/healthy/healthRep56.pdf>. (in Thai).

- Scientific or technical report (Issued by performing agency)

Chaiwerawattana A, Laowahutanont P, editors. Hospital based cancer registry annual Report 2013. Bangkok: Information and Technology Division; 2015. ISBN 978-616-11-2581-3. Sponsored by the National Cancer Institute.

The reference style of the journal follows the format suggested by “International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: Sample References (http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)”

Abbreviations of journal names should follow the forms in Index Medicus, National Library of Medicine (NLM)

Tables and Figures

Tables

- Table design and layout must be plain and simple as possible
- All tables must be inserted in the text.
- Use explanatory footnotes if possible. In the table or title, indicate the order of footnotes with lower-case letters in superscript. If needed in footnotes, cite the short form of references in parentheses.

Figures

- All figures must be inserted in the text.
- Clearly numbered files containing figures to indicate their placement in the text
- Illustrations, graphs and figures must be provided as TIFF or JPEG files (8.9 x 16 cm) with a minimum resolution of 600 dpi.
- Radiographic images should be prepared by taking a photo in black and white from original films, or using digital imaging when applicable. Put magnification markers directly on the micrographs.

Review process

All submissions will be subjected to double blind peer-review by at least 3 independent reviewers from different institutions which are the experts in the field. The article will be accepted for publication when at least 2 reviewers agree. Please note that the authors agree to transfer copyright to SWU Dent J on submission, if the manuscript is accepted for publication. Attempts to reproduce parts of the article may be done with written permission from SWU Dent J.

Address for Correspondences

Mrs. Kanokporn Sukyanan
Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,
114, Sukhumwit 23, Wattana, Bangkok 10110, Thailand.
Telephone: (662) 6495000 ext 15140, Fax. (662) 6641882,
E-mail: swudentj@yahoo.com

Conflicts of Interest

Authors must state all possible conflicts of interest in the manuscript, including financial, consultant, institutional and other relationships that might lead to bias or a conflict of interest. If there is no conflict of interest, this should also be explicitly stated as none declared. All sources of funding should be acknowledged in the manuscript. All relevant conflicts of interest and sources of funding should be included on the title page of the manuscript with the heading "Conflicts of Interest and Source of Funding".

Ethical and Legal Considerations and Copyright Transfer

A submitted manuscript must be an original contribution not previously published (except as an abstract or a preliminary report), must not be under consideration for publication elsewhere, and, if accepted, must not be published elsewhere in similar form, in any language, without the consent of SWU Dent J. Each person listed as an author is expected to have participated in the study to a significant extent. All authors must sign and submit the copyright transfer letter together with journal submission.

Notice: Author guidelines is available at the journal website <http://ejournals.swu.ac.th/index.php/swudentj>.

The cover letter format



Publication Ethics SWU Dent J.



บทบรรณาธิการ

สวัสดีปีใหม่ประจำปี พ.ศ. 2566 ผู้อ่านทุกท่านครับ สำหรับวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ฉบับที่ 1 ประจำปี พ.ศ. 2566 ซึ่งเป็นฉบับแรกของปีนี้ กองบรรณาธิการได้คัดสรรผลงานทางวิชาการที่หลากหลายและมีคุณภาพมาเผยแพร่เช่นเดิมครับ อันประกอบไปด้วยบทความจำนวน 11 บทความครอบคลุมสาขาปริทันตวิทยา ทันตกรรมผู้สูงอายุ ทันตกรรมบูรณะและทันตกรรมประดิษฐ์ และชีววิทยาช่องปากและบทความปริทัศน์จำนวน 1 บทความในสาขาศัลยศาสตร์ช่องปากครับ

ในปีที่ทางวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ได้มีการปรับเปลี่ยนกองบรรณาธิการใหม่ ผมจึงขออนุญาตใช้โอกาสนี้ในการแนะนำตัวอย่างเป็นทางการแก่ผู้อ่านทุก ๆ ท่านครับ ผมชื่อ อ.ทพ.ดร.ชัชพันธ์ อุดมพัฒนากรครับ ปัจจุบันเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาศัลยศาสตร์และเวชศาสตร์ช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ รับหน้าที่เป็นบรรณาธิการใหม่ตั้งแต่เดือนกันยายนครับ ผมยังคงต้องเรียนรู้สิ่งต่าง ๆ เพิ่มเติมอีกมาก อย่างไรก็ตามขอฝากเนื้อฝากตัวกับท่านผู้อ่านทุกท่านด้วยครับ

ในฐานะตัวแทนของกองบรรณาธิการ ผมขอขอบพระคุณผู้สนับสนุนทุกท่านที่ได้มอบความไว้วางใจให้วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เป็นช่องทางในการเผยแพร่ผลงานทางวิชาการ และผมขอขอบพระคุณผู้ทรงคุณวุฒิทุกท่านที่ได้อุทิศและทุ่มเทแรงกายใจในการพิจารณาบทความทางวิชาการให้ถูกต้องและเป็นไปตามมาตรฐานครับ วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ยังคงเปิดรับบทความทางวิชาการประเภทต่าง ๆ ทั้งบทความวิจัย บทความปริทัศน์ และรายงานผู้ป่วยที่น่าสนใจตลอดทั้งปีครับ จึงขอเชิญชวนผู้สนับสนุนทุกท่านส่งบทความทางวิชาการมาเผยแพร่เพื่อสร้างองค์ความรู้ทางทันตกรรม ตามช่องทางที่ได้แนะนำไว้ในช่วงแรกของวิทยาสารครับ

สุดท้ายนี้ผมขออวยพรให้กองบรรณาธิการทุกท่าน ท่านผู้ทรงคุณวุฒิ ผู้สนับสนุนและผู้อ่านทุกท่าน มีแต่ความสุขกายสุขใจ ปราศจากโรคภัยไข้เจ็บ และคิดสมหวังในทุก ๆ สิ่งตามที่ท่านปรารถนาตลอดทั้งปีนี้ครับ แล้วพบกันอีกครั้งในฉบับที่ 2 ประจำปี พ.ศ. 2566 ครับ

อาจารย์ทันตแพทย์ ดร.ชัชพันธ์ อุดมพัฒนากร
บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Table of Contents

Vol.16 No.1
2023

บทบรรณาธิการ

7

บทความวิชาการ

11

Assessment of Smile Line and Attractiveness in a Group of Thai University Students

Supraanee Benjasupattananan Papatpong Sirikururat

23

การพัฒนาสมรรถนะผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุอำเภอเวียงแก่นจังหวัดเชียงราย

The Competency Development of Healthcare Practitioners for Older Adults' Oral Health and Dysphagia Screening in Wiangkaen District, Chiang Rai Province

พิไลวรรณ กองมา นฤมนัส คอวนิช กัญยารัตน์ คอวนิช
Pilaiwan Kongma Narumanas Korwanich Kanyarat Korwanich

37

การตั้งตำรับและประเมินสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักสำหรับงานทันตกรรมผู้สูงอายุ

Formulation and evaluation of a water-based oral lubricant for using in geriatric dentistry

วรยุทธ โชติประภายเกียรติ นุชวรา สารสิทธิ์ ปภาวี เกิดวงหิน ปรัชญา ยายอด
พนมไมล์ เพชรประดับ ภัชรพล สำเนียง

Warayut Chotprakaikiat Nuchwara Sarasit Papawi Kerdwanghin
Pratya Yayord Panmile Phetpradub Patcharaphol Samnieng

50

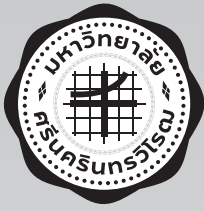
Effect of Grinding Inner Surface on Biaxial Flexural Strength, Phase Analysis and Surface Roughness of Translucent Zirconia

Chalisa Wongjirasawad Vibul Paisankobrit

62

Effect of Different Mechanical Properties of Core Build-up Materials on the Root Furcation of A Severely damaged Primary Molar: A Finite Element Analysis

Nuttha Suwannasri Kunyawan Thaugwilai Pairod Singhatanadgid
Nichamon Chaianant Weerachai Singhatanadgit Piyaporn Pultanasarn



SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

วิทยาลัยการทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Table of Contents

Vol.16 No.1
2023

- 78 Evaluation of Anti-Oral Pathogen Activity and Safety of *Lactocaseibacillus paracasei* TISTR 2688, Isolated from Fermented Termite Comb.
Supatjaree Ruengsomwong Prapaipat Klungsunya Sarunya Laovithayangoon Siripong Tangprasertkit Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee
- 89 ผลของสารสกัดแทนนินจากเปลือก *Garcinia mangostana* L. และคลอเฮกซิดีนในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตร็ปโตคอคคัส มีวแทนส์
Growth inhibitory effect of tannin extract from *Garcinia mangostana* L. peels and chlorhexidine on *Streptococcus mutans*
สิริรัตน์ บุญดีเรก ปริมาภรณ์ จิวพัฒน์กุล แก้วมณี ญัฐพล กิตติคุณเดชา ณภัทร บุญนาค ดนุธิดา สาเขตร์ สิริลักษณ์ ตีรณรนากุล
Sirirat Boondireke Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee Nuttaphon Kittikundecha Napat Bunnag Danuthida Saket Siriluck Tiranathanagul
- 102 แนวโน้มการใช้อะมัลกัมและความคิดเห็นเกี่ยวกับนโยบายการลดการใช้อะมัลกัมของทันตแพทย์ในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
Amalgam usage tendency and dentists' opinion on amalgam phase down policy at Dental Hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University
ขวัญชนก อยู่เจริญ ภัทรารณ กระจ่างสวัสดิ์ ัญชนก เขียวรานนท์ มณฑิตา ไตรวรรกวัฒนีย์ ณภัทร กิตติศรีวรพันธุ์ วรวัชร คงสกุล นิสดา ธเนศวร Kwanchanok Youcharoen Pattaratorn Krajangsawatdi Tanchanok Tiankanon Montita Towattakawanit Napat Kitisriworapan Worawachara Kongsakul Nirada Dhanesuan
- 118 ความสามารถในการปิดสีของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเคลด/แอมบนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่ต่างกัน
Masking Ability of CAD/CAM Lithium Disilicat Ceramic on Various Tooth-Colored Resin Substrates
วิทิตา อัครเอกจิตต์ วิบูลย์ ไพศาลกอบฤกษ์ นทีธร พุกขวัชรกุล ญัฐพล กิตติคุณเดชา
Withita Acaraekjit Vibul Paisankobrit Nateetorn Plukwatchalakul Nuttaphon Kittikundecha



SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

วิทยาลัยการทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Table of Contents

Vol.16 No.1
2023

- 134 The Effect of Eight Types of Denture Adhesives on Retention of Milled Denture Base Acrylic Resin
Papatsara Veerapol Mali Palanuwech
- 148 ผลของความหนาของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต สีของซีเมนต์และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมต่อสีของชิ้นงานบูรณะ
Effect of Thickness of Lithium Disilicate, Cement Color and Implant Abutment Materials to Final Restoration Color
ธนโชติ พยุงรัตน์ มะลิ พลานูเวช
Thanachot Phayoongrat Mali Palanuwech
- 164 การเปรียบเทียบการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการในการจำลองรวมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร
Comparison of the finite element analysis and in-vitro biomechanical analysis in orthognathic surgery
ณฤชพร ชัยประกิจ สิริภัทรา พัทณี กำพล บุญศิริเศรษฐ์
สรรส สุนทรพรประภา อวีรุทธ์ คล้ายศิริ
Narissaporn Chaiprakit Siripatra Patchanee Kampol Boonsiriseth
Sorathon Sunthornphornprapa Awiruth Klaisiri

บทความปริทัศน์



Assessment of Smile Line and Attractiveness in a Group of Thai University Students

Supranee Benjasupattananan* Papatpong Sirikururat*

Abstract

Objectives: To determine the prevalence of smile line in a group of Thai university students and to evaluate the attractiveness of smile line combined with tooth shape.

Materials and Methods: Four hundred university students (159 males and 241 females, ages 20-30 years old) voluntarily participated in the study. Maximum smile photographs were taken from each participant. Smile line was classified as low, average, high and very high smile line. Gingival display of the high smile line group was measured by using a 2-mm diameter reference dot which was placed on the middle of the labial surface of the right maxillary central incisor. All participants were enquired to rate the attractiveness score of twelve photographs which represented smile lines combined with tooth shapes.

Results: Most of participants exhibited average smile line (57.50%), followed by high (34.25%) and low smile line (8.25%), respectively. The highest proportions were average smile line for both male and female, 63.52% and 53.53%, respectively. The proportions of smile line types between male and female were statistically significant difference ($p < 0.05$). Among 12 smile types, rating score of average smile line with square tooth shape received statistically significant highest score from other smile types ($p < 0.05$). Whereas, all three bottom scores were square, ovoid and triangle tooth shape in low smile line.

Conclusions: The average smile line was the most frequently observed in both genders. The average smile line in combined with square tooth shape was scored as the most attractive.

Keywords: Smile line, Gingival display, Tooth shape, Attractiveness

Received Date: Sep 30, 2021

Revised Date: Nov 24, 2021

Accepted Date: Feb 01, 2022

*College of Dental Medicine, Rangsit University, 52/347 Phahonyothin Rd, Lak Hok, Mueang Pathum Thani District, Pathum Thani 12000

Introduction

The human smile represents many things such as sincerity, gladness, personality, and attractiveness. The smile could break the barriers among human and increase the beauty of the human face which makes the impression at first sight (1,2). Therefore, the general smiles are the enjoyment smile and the social smile. The enjoyment smile is involuntary, it is used when experiencing real pleasure, attain maximum muscle contraction of the lip, gingival and tooth display. On the other hand, the social smile is voluntary and unstrained. It is used in greetings with moderate lip muscle contraction and attains a slight number of teeth and gingival display (3). At present, smiles become one of the main factors in which people are concerned about them (4,5). Furthermore, an esthetic smile is increasingly important in the practice of restorative dentistry because the facial and smile attractiveness appears to be strongly connected to each other. In socialization, one's attention is mainly directed towards the mouth and eyes of the speaker. As the mouth is the center of communication on the face, the smile plays an important role in facial expressions and appearances. The smile line is commonly used as a valid tool to assess the personal esthetic (2). For this reason, a dentist should be able to learn how to detect the smiles and classify each type (6). Smile line was classified into four categories which are very high smile line, high smile line, average smile line and low smile line (7). Very high smile line reveals 2 mm or more (> 2 mm) of marginal and attached gingiva visible or more than 2 mm of root or gingiva apical to cementoenamel junction (CEJ) visible for the healthy but reduced

periodontium. High smile line presents between 0-2 mm (< 2 mm) of marginal and attached gingiva visible or between 0-2 mm visibility of root and gingiva apical to the CEJ visible for the reduced and healthy periodontium. Average smile line shows gingival embrasures only visible. Lastly, gingival embrasure and CEJ are not visible in low smile line (Fig 1)

The maxillary gingival display is the one factor that affects to attractiveness. The photographs with full height of maxillary incisor and no visible gingival tissue is the most attractiveness while gingival display showed more than 2 mm is less attractiveness (8). On the other hand, the photographs of lip coverage around 0.5 mm of the upper central incisors and 2 mm lip coverage of the lower incisor crowns were highest esthetic rating score (9). Moreover, there were many factors that affect esthetic smile, for instance, smiles arc (maxillary incisor in vertical position), maxillary central ratio, maxillary central symmetry, anterosuperior tooth proportion, gingival design, gingival exposure, buccal corridor, midline, tooth angulation, tooth color, anatomical tooth shape and lip volume (10).

The aim of this study was to determine the prevalence of smile line in a group of Thai University students and to evaluate the attractiveness of smile line in combined with tooth shape.



Fig 1. Four types of smile line. A: Low smile line, B: Average smile, C: High smile line and D: Very high smile line (These pictures were taken from the eligible participants in the study.)

Materials and Methods

A prospective clinical study was approved by the Ethical Committee Board of Rangsit University (39/2559). Four hundred participants (159 males, 241 females) with excellent health were enrolled after obtaining their written informed consent. All participants were within the age range of 18 to 30 years old. The dentition was further screened for inclusion criteria as followed:

- full maxillary and mandibular dentition including second molar
- no obvious dentofacial disharmonies
- no symptom of facial paralysis or lip irregularity
- natural anterior teeth present with no severe maxillary anterior crowding and malposition
- no anterior carious lesion, no evidence of incisal wear > 1 mm into dentin

- no spacing, no anterior crossbite
- no prosthesis in anterior region
- no history of orthodontic treatment
- clinically healthy gingival appearance

The photographs were taken under tripod set up by Canon 700D camera (Canon Inc., Tokyo, Japan) 100 mm lens and mounted Canon Macro Ring Lite MR 14EX II with 1/25s shutter speed f32 ISO 800, in a controlled environment and saved in a JPEG format. The camera was adjusted to the level of the participants' mouth at 60 cm apart. The participants were set in an upright position and the head was held by a framed wooden board. Three photographs were taken of each participant including lip in repose, social smile and maximum smile. The clinical crown height was measured in case of uncertainty as low or average smile line. The gingival display from the maximum smile photograph was

measured from gingival band between the inferior border of the upper lip and the most superior point at the gingival margin of maxillary left canine to right canine by using a 2-mm diameter reference dot which was placed on the

middle of the labial surface of the maxillary right central incisor (Fig 2). The real dimension of reference dot was compared to the reference dot in the photograph and the actual distance was calculated.



Fig 2. Photograph taken in maximum smile. The 2-mm-diameter reference dot (blue circle) was used to achieve a more accurate determination of each measured dimension.

In the part of attractiveness score rating, 400 volunteers were enrolled to rate the smile attractiveness. The rating on 5-point numerical scale by circling, where 1 point illustrated a very unattractive smile, and 5 points illustrated a very attractive smile by using 5-point Likert scale (11). There were three sets of 12 photographs varied in tooth shape and smile line which were randomized to be evaluated by each participant. The sets of photographs were saved as presentation in Microsoft PowerPoint 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). The presentation was projected as a slideshow

on the computer screen. Tooth color and gingival margin in every photograph were set in the same as Fig 3. Chi-square test was utilized to compare proportions of each smile line type between gender. Descriptive statistics were used for explanation among age, gender and type of smile line. The attractive scores were tested by using Wilcoxon sign-rank test. The significance level was set at $p < 0.05$. Data analysis was performed using Statistical Package for the Social sciences 18.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago IL).













Smile line Tooth shape	Low smile line	Average smile line	High smile line (Gingival display < 2 mm)	Very high smile line (Gingival display > 2 mm)
				
				
				

Fig 3. 12 smile types that used to rate the attractiveness scores

Results

Demographic Information

Out of 400 participants, 241 were female which accounted for 60.25% of the total. There were 159 male participants or 39.75%. The age

range of participants was 20 to 30 years old. The average age of respondents in this research was 21 + 1.73 years old. Moreover, the age profile between male and female was not statistically significant different. (Table 1)

Table 1. Descriptive statistics of age and gender.

Gender	Number of participants	Proportion of participants (%)	Minimum	Maximum	Standard deviation	Mean (years old)
Male	159	39.75	20	29	1.71	21
Female	241	60.25	20	30	1.75	21
Total	400	100	20	30	1.73	21

Smile type

The smile line of participants was categorized into 4 types: low smile line, average smile line, high smile line and very high smile line. Overall, 57.50% of the total participants showed the average smile line, followed by high smile line

and very high smile line (34.25%). There were only 33 participants (8.25%) who exhibited low smile line (Table 2). By gender, the ranking of smile line types was not different from the total number of participants.

Table 2. Number and percentage of each smile types among gender.

Smile Line Type of all participants							
Low Smile		Average Smile		High Smile		Very High Smile	
N	%	N	%	N	%	N	%
33	8.25	230	57.50	65	16.25	72	18.00

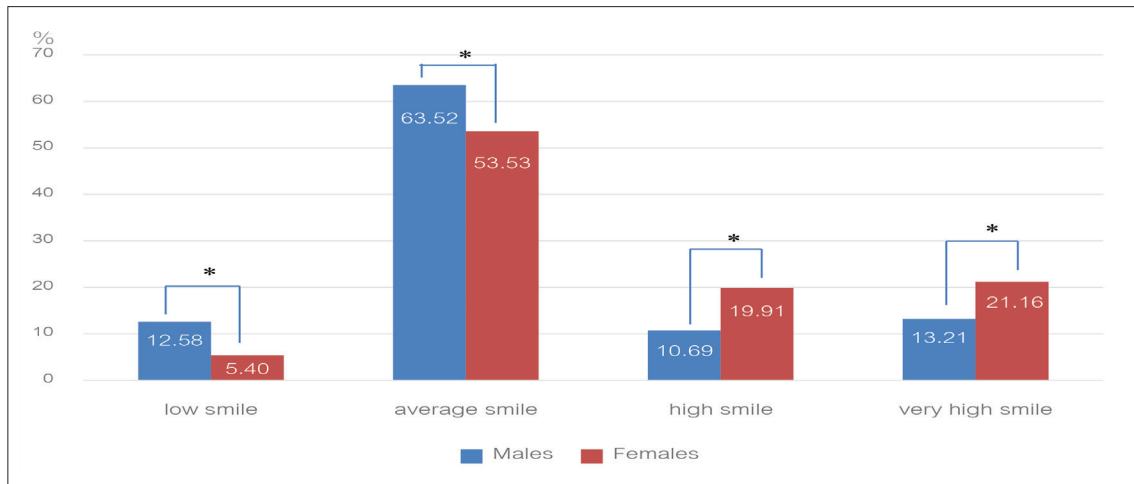


Fig 4. Distribution and percentage of smile line types according to gender
 (*Statistically significant $p < 0.05$)

Regarding to Fig 4, The highest proportions were average smile line in both male and female, which were 63.52% and 53.53%, respectively. A very high smile line ranked secondly, which were 13.21% in males and 21.16% in females. Lastly, the smallest number of participants showed high smile line, at 10.69% for males and low smile line 5.40% for females. Nonetheless, it was clearly shown that the degree of proportions of each smile line type was different between male and female participants, even though they revealed the same order. From these results, males tended to show the average smile line and a low smile line. On the contrary, females tended to exhibit high smile line.

Attractive scores

There were 12 formats of smiles considered in this research as described in Table 3. They could be grouped into four main types: low smile line, average smile line, high smile line and very high smile line. Each main type composed of 3 subtypes: oval, triangle, and square tooth shape. The attractiveness of each smile type was measured by score, ranged from 1 to 5; the least attractive to the most attractive. According to table 3, each smile type has minimum score at 1 and maximum score at 5. However, the average scores were different. It might be implied that some smile types were perceived more attractiveness than the others.

Table 3. Descriptive statistics of attractiveness score of each smile type.

Smile Type	Number of volunteers	Minimum	Mean	Standard deviation	Maximum
Low oval	400	1	2.54	1.00	5
Low triangle	400	1	2.58	1.05	5
Low square	400	1	2.60	1.09	5
Average oval	400	1	2.78	0.98	5
Average triangle	400	1	2.74	0.86	5
Average square	400	1	3.68	1.22	5
High oval	400	1	2.79	1.03	5
High triangle	400	1	2.80	0.94	5
High square	400	1	3.08	1.11	5
Very high oval	400	1	2.87	1.01	5
Very high triangle	400	1	3.03	1.01	5
Very high square	400	1	2.99	1.02	5

Average smile line with square tooth shape showed the highest attractiveness score at 3.68, followed by high smile line with square tooth shape (3.08), and very high smile line with triangle tooth shape (3.03). On the other hand, all three types of low smile line were ranked in the bottom. Their scores were not much different; 2.54, 2.58 and 2.60 from low smile line with oval tooth shape, low smile line with triangle tooth shape and low smile line with square tooth shape, respectively.

The comparison of each smile types with different tooth shapes was shown in Fig 5. The average, high, very high smile lines with oval, triangle and square tooth shapes were more attractive than low smile line with oval, triangle and square tooth shapes statistically significant. Among average smile line, the square tooth shape was statistically significant more attractive than oval and triangle. As well as the very high smile line, the square tooth shape was the most attractive. The high smile line with triangle and square tooth shapes were more attractive than low smile line and average smile line with oval and triangle tooth shapes statistically significant.

	low oval	Low triangle	Low square	Average oval	average triangle	average square	high >=2 oval	high >=2 triangle	high >=2 square	high <2 oval	high <2 triangle	high <2 square
low oval	black			yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
Low triangle		black		yellow	black	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
Low square			black	yellow	yellow	black	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
Average oval				black	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
average triangle					black	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
average square						black	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow	yellow
high >=2 oval							black	black	black	yellow	yellow	yellow
high >=2 triangle								black	black	yellow	yellow	yellow
high >=2 square									black	yellow	yellow	yellow
high <2 oval										black	black	yellow
high <2 triangle											black	black
high <2 square												black

Table 4: Comparing the attractive score of 12 formats of smile types with different tooth shape. (yellow color represented a statistically significant different, white color represented no significant different)

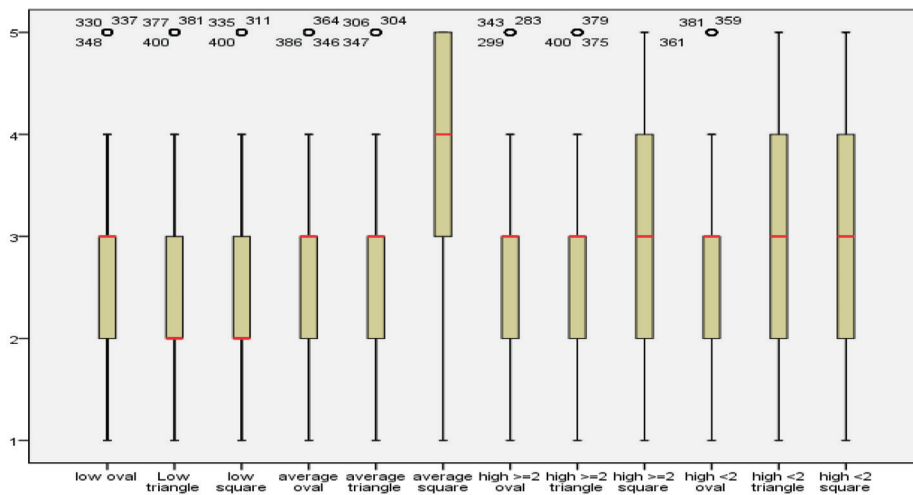


Fig 5. Box plot scores of 12 smile types (red color indicated median of each smile type)

The boxplot depicted the distribution of attractiveness score of each smile type (Fig 5). The distribution of average smile line with square tooth shape is distinctive from other smile types. Its median was closed to 4, which was higher than the others. Moreover, very high smile line with square tooth shape, high smile line with triangle tooth shape and high smile line with square tooth shape tended to display the similar distribution. The median of their attractiveness scores was around 3. For other smile types, they seemed to have the same boxplot picture, including outliers, apart from low smile line with

triangle tooth shape and low smile line with square tooth shape which their medians were closed to 2 in the plot.

The most attractiveness tooth shape in average and very high smile line were square tooth shape. While the attractiveness of oval and triangle tooth shape was not different. In high smile line, triangle tooth shape was more attractive than oval tooth shape. The attractiveness of square tooth shape was equal to that of triangle and oval tooth shape. Meanwhile the attractiveness of square, triangle and oval tooth shape were equal in low smile type.

Discussion

The prevalence of smile types from this study showed that the low, average, high and very high smile line for both genders were 8.25%, 57.50%, 16.25%, and 18.00% respectively. Most of the participants presented an average smile line followed by very high smile line and high smile line. However, the results of the present study revealed few differences from the previous studies. Tjan et al. 1984 studied on American youths with 454 full-face photographs of dental and dental hygiene students with smiles displaying teeth. The participants included 207 men and 247 women ages ranging from 20 to 30 years old. The participants were classified 68.94% with average smile line, followed by 20.48% with low smile line and 10.57% with high smile line (12). Another study from Zhang et al. 2015 which studied two-hundred young Chinese participants (aged ranging 20–35 years old) (13). The dynamic smile process was captured using a digital camera showed that high smile line, average smile line and low smile line were 45.5%, 45.5%, and 9% respectively. Moreover, the result of a report by Al-Juboori et al. 2017, which consisted of a randomized sample of 238 Malaysian participants aged between 18-35 years, was used to carry out this study. Upon screening, the participant was asked to relax their lip and the lip length is recorded with a calibrated caliper. Smile line was then assessed by posed smile. The results showed that the average smile line is the most common followed by a high smile line and a low smile line were present 45%, 38.5% and 16.5% respectively (14).

According to Peck et al 1992, the investigation of the smile line of the North American population with a mean age of 15.5 years old reported an average (52.2%) and high (32.5%) smile lines in females but males usually featured average and low smile line (48% and 33% respectively) (15). Another study from Sepolia et al. 2014 reported that Indians trend to have an average smile line during forced smile (59%) regardless of gender (16). These findings are accordance to our study that gender has tendency to relate to smile line. In our study, females inclined to show high smile more than males (at 41.07% for females and 23.9% for males).

Several studies on various populations have reported a higher percentage of women with high smile line and very high smile line as compared to men. These results are in accordance with data reported by Dayakar et al 2015, who showed the variation in periodontal visibility during natural smile and maximal smile in both genders (17). More than eighty percent (81.8%) of females were found to have a high smile line during a natural smile line whereas only 18.2% of males were found to have a high smile line during a natural smile. A similar pattern was observed during the maximal smile, 76.2% of females exhibited a high smile line as compared to 23.8% of males.

Maxillary gingival display did influence on dental attractiveness ratings. Four hundred students rated on a five-point numerical scale by circling, where 1 point illustrated a very unattractive smile, and 5 points illustrated a very attractive

smile. In our study of attractiveness from 12 images showed that the average smile line with square tooth shaped was rated mean score as 3.68 which was the most attractiveness and significantly higher than other group. While low smile line with ovoid tooth shape was rated mean score as 2.54 which was the least attractiveness. The square tooth shape tended to attract more attention than any other tooth shape. The attractiveness among square, ovoid and triangle tooth shape within low smile line group were not significant difference. The result of our study was similar to Sybaite and coworkers which average smile line, tangent to the zeniths of maxillary anterior teeth, was found to be the most attractive gingival amount amongst lay people, general practitioners and orthodontists (18). However, Anderson et al 2005 reported that restorative dentists preferred round incisors for the female images. Orthodontists preferred round and square-round incisors for the female images. Laypeople did not significantly differentiate between any of the female incisor shapes. The restorative dentists, orthodontists, and laypeople shared similarities and displayed differences when considering esthetic preferences in tooth shape (19). Hunt and colleagues in 2002 examined the influence of maxillary gingival display on the attractiveness rating by 120 university students (94 females, 26 males) were shown 7 photographs of a male and 7 photographs of a female subject each with levels of gingival display ranging from -2 to +4 mm. Attractiveness ratings were recorded on 10 points for each photograph. The most attractive photographs of this study were the ones with full height of the incisors and no gingival tissue while gingival display of more

than 2 mm was rated as progressive less attractive (8).

However, the study of Al Taki et al, 2017 showed the different results. The total of 3 groups (30 laypeople, 30 orthodontists, 30 general practitioner dentists) were engaged to rate the score (1-5) of each picture. The pictures had different level of gingival display with short face and long face. The laypeople rated the smile exhibiting high gingival display in the short face subject as the most attractive. In contrast, the orthodontists and general practice ranked the smile showing average smile line as the most attractive in short face. For the long face, laypeople and general practitioner dentists ranked the smile showing average gingival display as the most attractive, whilst the orthodontists ranked a high smile line as the most attractive (20). Smile line of both short and long face subjects was found to influence the smile attractiveness rating by various groups of raters.

It could signify that the knowledge, educational of dentistry, demographic background and different social may influence the perception of smile attractiveness. According to our study, low smile group could be implied that no matter what tooth shape you get, attractiveness among the group was not different. In average and very high smile groups, square tooth shape was the most attractive and followed by oval and triangle which were not different. On the contrary, high smile line could not be implied that what tooth shape was the most attractive but only explained that triangle tooth shape was more attractive than oval shape. For square tooth shape, it was not different when compare with triangle and oval tooth shape. With the limitation of the study,

other factors could be strongly affected to evaluate esthetic such as tooth color, lip position, lip curvature and facial type to consider the attractiveness of smile which are noteworthy issues to study in the future. To sum up, high and average smile line associated with square tooth shape were the most attractive. This might be used as a reference data for personalized smile design remarkably in the cases required interdisciplinary periodontal plastic surgery–restorative planning. These information may be helpful in the treatment of complex anterior restoration. Smile attractiveness characteristic has dominated clinical applicability for patient care.

Conclusion

The average smile line was the most frequently observed in both genders in a group of Thai University students. Females presented higher tendency to reveal a high smile line. The average smile line with the square tooth shape was the most attractive. Therefore, smile line and tooth shape should be encompassed to be a crucial factor for treatment in esthetic zone.

Acknowledgments

This work was supported by Research Institute of Rangsit University. The authors would like to acknowledge Miss Sirinapha Thaninthawat, Miss Pattera Bhamaranond, Miss Tharaphorn Anuntasinkul, Miss Jutawan Panich, Miss Donnapa Naprasert and Miss Patteera Kongniwatsiri for their valuable support in this project.

References

1. Newton JT, Prabhu N, Robinson PG. The impact of dental appearance on the appraisal of personal characteristics. *Int J Prosthodont.* 2003;16(4):429-34.
2. Passia N, Blatz M, Strub JR. Is the smile line a valid parameter for esthetic evaluation? a systematic literature review. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(3):314-27.
3. Ackermann MB, Ackermann JL. Smile analysis and design in the digit era. *J Clin Orthod.* 2002;36(4):221-36.
4. Shaw WC, Rees G, Dawe M, Charles CR. The influence of dentofacial appearance on the social attractiveness of young adults. *Am J Orthod.* 1985;87(1):21-6.
5. Springer NC, Chang C, Fields HW, Beck FM, Firestone AR, Rosenstiel S, Christensen JC. Smile esthetics from the layperson's perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(1):91–101.
6. Harati M, Mostofi SN, Jalalian E, Rezvani G. Smile line and occlusion: an epidemiological study. *Dent Res J (Isfahan).* 2013;10(6):723-7.
7. Liebart M, Fouque-Deruelle C, Santini A, Dillier F, Monnet-Corti V, Glise J, et al. Smile line and periodontium visibility. *Periodontal Practice Today.* 2004;1(1):17-25.
8. Hunt O, Johnston C, Hepper P, Burden D, Stevenson M. The influence of maxillary gingival exposure on dental attractiveness ratings. *Eur J Orthod.* 2002;24(2):199-204.
9. Geron S, Atalia W. Influence of sex on the perception of oral and smile esthetics with different gingival display and incisal plane inclination. *Angle Orthod.* 2005;75(5):778-84.

10. Machado AW. 10 commandments of smile esthetics. *Dental Press J Orthod.* 2014; 19(4):136-57.

11. Likert R. A Technique for the Measurement of Attitudes. *Archives of Psychology.* 1932;140:5-55.

12. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Prosthet Dent.* 1984;51(1):24-8.

13. Zhang YL, Le D, Hu WJ, Zhang H, Liang LZ, Chung KH, et al. Assessment of dynamic smile and gingival contour in young Chinese people. *Int Dent J.* 2015;65(4): 182-7.

14. Al-Juboori MJ, Al-Juboori AJ, Wen TM, Ting J, Chui LS, Hoe TM, et al. The relationship between the lip length and smile line in a Malaysian population: A cross-sectional study. *Dent Oral Craniofac Res.* 2017;3(4):1-5.

15. Peck S, Peck L, kataja M. The gingival smile line. *Angle Orthod.*1992;62(2): 91-100.

16. Sepolia S, Sepolia G, Kaur R, Gautam DK, Jindal V, Gupta SC. Visibility of Gingiva-An important determinant for an esthetic smile. *J Indian Soc Periodontol.* 2014;18(4):488-92.

17. Dayakar MM, Shipilova A, Rekha M. Evaluation of Smile Esthetics by Photographic Assessment of the Dento-Labio-Gingival Complex. *J Dent Allied Sci.* 2015;(4):65-8.

18. Sybaite J, Sharma P, Fine P, Blizard R, Leung A. The Influence of Varying Gingival Display of Maxillary Anterior Teeth on the Perceptions of Smile Aesthetics. *J Dent.* 2020;103:103504.doi: 10.1016/j.jdent.2020.103504.

19. Anderson KM, Behrents RG, Mckinney T, Buschang PH. Tooth shape preferences in an esthetic smile. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(4):458-65.

20. Al Taki A, Hayder Mohammed T, Mohammad Hamdan A. Influence of the Smile Line on Smile Attractiveness in Short and Long Face Individuals. *Int J Dent.* 2017;2637148. doi: 10.1155/2017/2637148.

Corresponding author:

Assistant Professor Papatpong Sirikururat
College of Dental Medicine, Rangsit University
52/347 Ek Prachin Road, Tambon Lak Hok,
Amphoe Mueang Phatum Thani 12000
Tel: (668) 1371 4151
E-mail: papatpong.s@rsu.ac.th

การพัฒนาสมรรถนะผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุอำเภอเวียงแก่น จังหวัดเชียงราย

พีโลวรรณ กองมา*,** นฤมล คอวนิช** กันยารัตน์ คอวนิช**

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อพัฒนาสมรรถนะผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุ

วัตถุประสงค์และวิธีการ: วิจัยแบบผสมวิธีในกลุ่มตัวอย่างที่ทำงานด้านสุขภาพ 8 คน การดำเนินงานแบ่งเป็น 2 ระยะ ได้แก่ 1) การพัฒนาความรู้และทักษะ ด้วยการอบรมความรู้ การสนทนากลุ่ม และฝึกทักษะการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนในผู้สูงอายุ 2) ติดตามผลและประเมินผล ทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยการวิเคราะห์เนื้อหา ใช้สถิติทดสอบวิลคอกชัน สัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปา และประเมินระดับสมรรถนะตามแนวคิดอนุกรมวิธานของบลูม

ผลการศึกษา: กลุ่มตัวอย่างมีคะแนนความรู้หลังการอบรมสูงกว่าก่อนการอบรมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) สอดคล้องกับผลการสนทนากลุ่ม และเมื่ออบรมผ่านไป 4 สัปดาห์ พบว่ามีความสอดคล้องของการประเมินสุขภาพช่องปากเทียบกับทันตแพทย์สูงกว่าครั้งที่ 1 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่เดือนที่ 6 มีค่าความสอดคล้องน้อยกว่าเมื่อเทียบกับครั้งที่ 2 แต่มากกว่าหลังการอบรม เมื่อครบ 6 เดือน กลุ่มตัวอย่างอยู่ในระดับความเข้าใจถึงระดับการสังเคราะห์ และด้านทักษะอยู่ในระดับการลงมือปฏิบัติถึงระดับการหาความถูกต้อง

สรุป: ผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพที่มีบทบาทในการประเมินสุขภาพของผู้สูงอายุอยู่เป็นประจำสามารถพัฒนาความรู้และทักษะในการคัดกรองสุขภาพช่องปากเบื้องต้นได้

คำสำคัญ: คัดกรอง ภาวะกลืนลำบาก ผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพ สมรรถนะ สุขภาพช่องปาก

Received Date: Nov 02, 2021

Revised Date: Feb 04, 2022

Accepted Date: Mar 04, 2022

*กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลเวียงแก่น เลขที่ 115 หมู่ 6 ตำบลม่วงยาย อำเภอเวียงแก่น จังหวัดเชียงราย 57310

**ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

The Competency Development of Healthcare Practitioners for Older Adults' Oral Health and Dysphagia Screening in Wiangkaen District, Chiang Rai Province

Pilaiwan Kongma*,** Narumanas Korwanich** Kanyarat Korwanich**

Abstract

Objective: Aimed to develop the competency of healthcare practitioners on screening oral health status and dysphagia condition in older adults.

Materials and Methods: This study was mixed-method research. Samples were 8 healthcare personnel. The process of developing competencies of healthcare personnel consists of two phases, 1) knowledge, and skills development, including knowledge training, focus group discussion and training on oral health and dysphagia screening in the older adults, and 2) follow-up and evaluation. Data were analyzed by content and statistics including Wilcoxon signed rank test and Cohen's kappa coefficient. Competency evaluation according to Bloom's taxonomy was carried out as well.

Results: The post-test score was statistically significantly higher than the pre-test one ($p < 0.05$). It was conformed to results evaluated by focus group discussion that showing statistical difference in consistency of oral health assessment of samples between the first and the four-week assessment. However at the 6-month assessment, the evaluation score was found lower than it was at the 4-week assessment but still higher than that found immediately after the training. According to Bloom's taxonomy evaluation, the samples' score on the cognitive domain was ranged from comprehensive level to synthesis level and the psychomotor domain was ranged from the manipulation level to precision level.

Conclusions: Health practitioners who regularly assess the general health of older adults can develop knowledge and skill in basic oral health screening.

Keywords: Screening, Dysphagia, Healthcare Practitioner, Competency, Oral Health

*Dental Clinic Department, Wiangkaen Hospital, 115, Muang Yai, Wiangkaen, Chiang Rai, 57310

**Department of Family and Community Dentistry, Chiang Mai University, Suthep Road, Suthep, Muang District, Chiang Mai Thailand, 50200

บทนำ (Introduction)

พื้นที่อำเภอเวียงแก่น จังหวัดเชียงราย มีการคัดกรองและประเมินสุขภาพโดยรวมของผู้สูงอายุด้วยทีมสหวิชาชีพทั้งในสถานบริการและนอกสถานบริการ ทั้งนี้การคัดกรองในหัวข้อสุขภาพช่องปากของผู้สูงอายุนั้นไม่สามารถทำได้อย่างทั่วถึงและครอบคลุมทั้งอำเภอเนื่องจากไม่มีทันตบุคลากรที่ปฏิบัติงานครอบคลุมทุกพื้นที่ (1) นอกจากนี้เมื่อพิจารณารายละเอียดของแบบประเมินการคัดกรองที่นำมาใช้เป็นเครื่องมือในพื้นที่พบว่า มีหัวข้อการประเมินการเคี้ยวและการกลืน (2) แต่ไม่พบเครื่องมือที่ใช้ประเมินการกลืนในผู้สูงอายุ ทำให้ไม่ได้ข้อมูลปัญหาสุขภาพด้านการกลืนในผู้สูงอายุที่แท้จริงนำไปสู่โอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนและผลกระทบต่อสุขภาพโดยรวมของผู้สูงอายุ (3) ดังนั้นระบบการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนจะเกิดขึ้นได้จะต้องประกอบไปด้วยบุคลากรที่มีสมรรถนะในการประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืน รวมถึงต้องมีเครื่องมือประเมินภาวะกลืนลำบากที่มีความถูกต้องและเหมาะสมกับการนำมาใช้ในพื้นที่ เครื่องมือที่ใช้เป็นมาตรฐานประเมินการกลืนลำบาก คือ การส่องกล้องไฟเบอร์ออปติกผ่านทางจมูกหรือช่องปาก (Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing; FEES) (4) และการตรวจทางรังสีเพื่อดูการทำงานของอวัยวะกลืน (Videofluoroscopic Swallowing Study; VFSS) (5) อย่างไรก็ตามเครื่องมือดังกล่าวไม่เหมาะจะนำมาใช้ในการคัดกรองในผู้สูงอายุพื้นที่ห่างไกล หรือทำการประเมินผู้ป่วยพร้อมกันจำนวนมากได้ ในการศึกษาก่อนหน้านี้จึงมีการศึกษาหาความเป็นไปได้ของการนำเครื่องมือประเมินภาวะกลืนลำบากแบบอัตวิสัยและวัตถุวิสัยมาใช้ร่วมกันเพื่อทดแทนเครื่องมือมาตรฐาน พบว่าการใช้แบบประเมิน Thai EAT-10[®] ร่วมกับการทดสอบการกลืนน้ำ 3 ออนซ์ ให้ค่าความไวและความจำเพาะสูง โดยมีค่าความไวร้อยละ 100 และความจำเพาะร้อยละ 93.4 และพบว่าเครื่องมือทั้งสองแบบนี้ ใช้งานง่าย ไม่ยุ่งยาก และใช้เวลาไม่นานอย่างไรก็ดี ถึงแม้จะมีเครื่องมือที่แม่นยำ และเหมาะสมต่อการนำมาใช้ ก็ยังคงต้องอาศัยการฝึกทักษะในการประเมิน (6) จึงเล็งเห็นบุคลากรข้างเคียงที่มีสมรรถนะพื้นฐานในการประเมินสุขภาพ และดูแลสุขภาพ

ผู้สูงอายุอยู่เป็นประจำอยู่แล้ว ได้แก่ พยาบาลวิชาชีพ ทันตภิบาล และอาสาสมัครสาธารณสุขประจำหมู่บ้าน (อสม.) ในการพัฒนาให้มีความรู้ความเข้าใจ และเฝ้าระวังปัญหาสุขภาพช่องปากที่รุนแรงและอาการกลืนลำบาก ที่มีผลกระทบต่อสุขภาพโดยรวมของผู้สูงอายุ

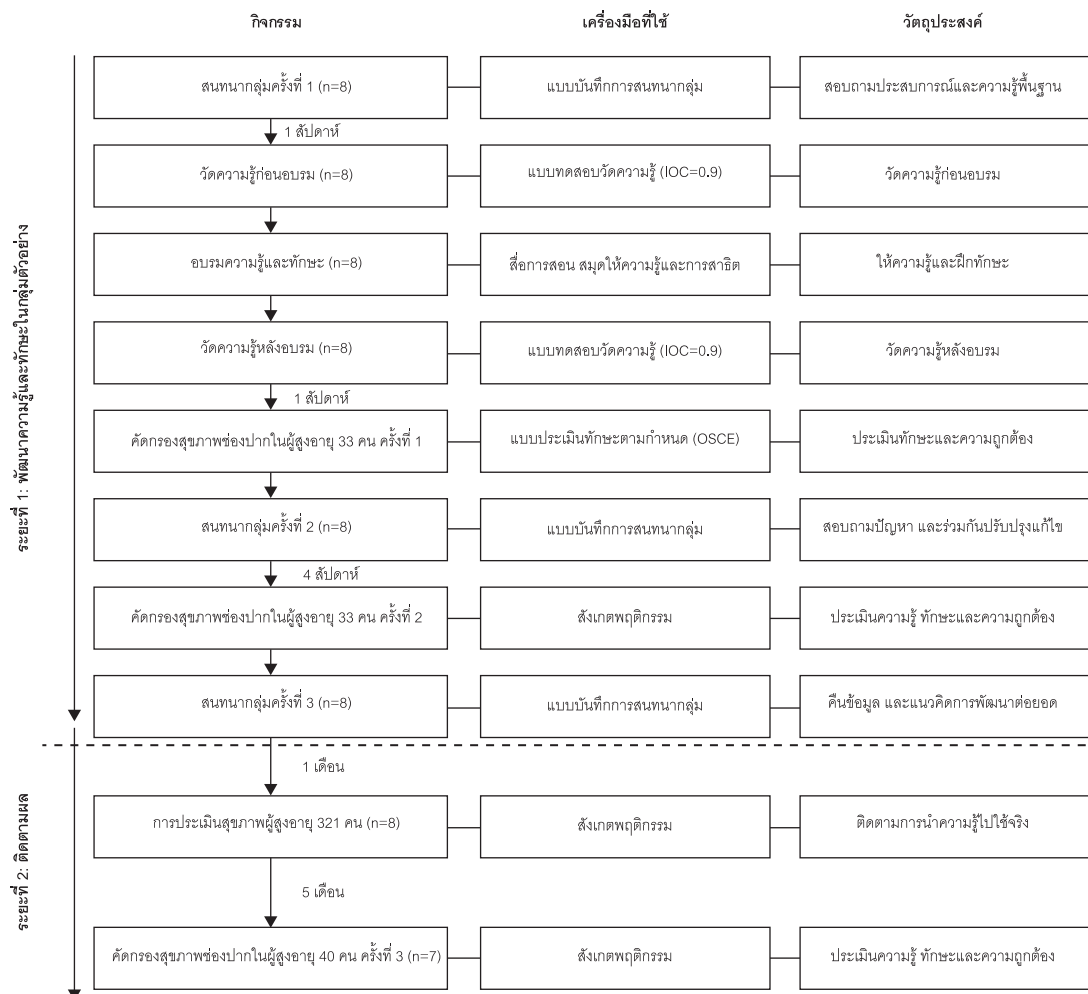
ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาสมรรถนะผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การศึกษานี้เป็นวิจัยแบบผสมวิธี (Mixed method research) โดยผ่านการพิจารณาและรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมเพื่อการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เลขที่ 66/2563 มีกลุ่มตัวอย่างที่เป็นบุคลากรปฏิบัติงานทางสาธารณสุขที่ถูกคัดเลือกด้วยวิธีการแบบเจาะจง เนื่องจากทำงานเกี่ยวกับผู้สูงอายุ ได้แก่ พยาบาลวิชาชีพ 3 คน ทันตภิบาล 2 คน และ อสม. 3 คน รวมเป็น 8 คน ทั้งหมดได้รับคัดเลือกเพื่อฝึกปฏิบัติกับผู้สูงอายุจำนวน 33 คน ที่มีอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป ไม่มีสภาวะอารมณ์จิตใจที่ไม่สามารถตอบคำถามหรือให้ความร่วมมือได้ โดยเครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาสมรรถนะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ 1) เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาความรู้และทักษะในกลุ่มตัวอย่าง (รูปที่ 1) ที่มีเนื้อหาเกี่ยวกับสุขภาพช่องปากและภาวะกลืนลำบาก ประกอบด้วยสื่อการสอนรูปแบบไมโครซอฟต์ พาวเวอร์พอยต์ สมุดให้ความรู้ที่มีเนื้อหาเกี่ยวกับชนิดและลักษณะของฟันโรคช่องปากที่พบบ่อยในผู้สูงอายุ สาเหตุของโรคช่องปาก การดูแลสุขภาพช่องปากผู้สูงอายุและการฟื้นฟูภาวะกลืนลำบากเบื้องต้น และผู้วิจัยได้สาธิตการคัดกรองสุขภาพช่องปากและภาวะกลืนลำบาก และ 2) เครื่องมือที่ใช้ในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุ ได้แก่แบบคัดกรองสุขภาพช่องปากของกรมการแพทย์ซึ่งเป็นแบบคัดกรองที่นำมาใช้จริงในพื้นที่ และแบบประเมินการกลืน Thai EAT-10[®] ร่วมกับการทดสอบการกลืนน้ำ 3 ออนซ์ จากนั้นติดตามผลการพัฒนาสมรรถนะของกลุ่มตัวอย่างในการประเมินผู้สูงอายุจำนวน 321 คน และ 40 คน เมื่อเวลาผ่านไป 1 เดือน และ 6 เดือน ตามลำดับ

การดำเนินงานวิจัย แบ่งออกเป็น 2 ระยะ ดังแสดงในรูปที่ 1 ทั้งนี้ระหว่างการดำเนินงานวิจัยจะมีการสังเกตพฤติกรรมในกลุ่มตัวอย่าง โดยแบ่งออกเป็น 2 กรณี 1) การสังเกตพฤติกรรมเพื่อประเมินทักษะ โดยเนื้อหาการประเมินจะสอดคล้องกับความรู้ในการอบรมและ 2) การสังเกตพฤติกรรมในการนำความรู้และทักษะที่ได้ไปใช้ผ่านงานประจำ โดยสังเกตการณ์การนำไปใช้เมื่อเกิดกิจกรรมการคัดกรองสุขภาพในผู้สูงอายุ และสังเกตทักษะความชำนาญที่เกิดขึ้นหลังจากผ่านการฝึกอบรม หลังจากเสร็จสิ้นการอบรมแล้วทำการเก็บข้อมูลเชิงคุณภาพ ได้แก่ ข้อมูลการสนทนากลุ่ม การประเมินทักษะจากการสังเกตการณ์ระหว่างดำเนินกิจกรรมและการติดตามผล เก็บข้อมูลเชิงปริมาณ ได้แก่ ผลคะแนนจากแบบทดสอบวัดความรู้ และความ

สอดคล้องของการตรวจประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากระหว่างกลุ่มตัวอย่างเทียบกับทันตแพทย์ โดยจะวิเคราะห์ข้อมูลเชิงคุณภาพดำเนินการด้วยการวิเคราะห์เนื้อหา การวิเคราะห์ข้อมูลเชิงปริมาณดำเนินการโดยวิเคราะห์ผลคะแนนทดสอบวัดความรู้ด้วยค่าเฉลี่ย ร้อยละ ใช้สถิติทดสอบวิลคอกชัน ทดสอบความแตกต่างของคะแนนเฉลี่ยก่อนและหลังการอบรม และทดสอบความแตกต่างของผลความสอดคล้องของการประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุระหว่างกลุ่มตัวอย่างเทียบกับทันตแพทย์ โดยความสอดคล้องดังกล่าวจะประเมินในการพัฒนาความรู้และทักษะ (ระยะที่ 1) และระยะติดตามผล (ระยะที่ 2) และวิเคราะห์ค่าความน่าเชื่อถือของผู้ประเมินด้วยสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปา (7)



รูปที่ 1 การดำเนินงานวิจัย

Fig 1. Research methods.

ผลการศึกษา (Results)

แบ่งออกเป็น 3 ส่วนคือ 1) ผลของการพัฒนาความรู้และทักษะในกลุ่มตัวอย่าง 2) ผลการติดตามผล และ 3) ผลการประเมินระดับสมรรถนะตามอนุกรมวิธานของบลูม

1) ผลการพัฒนาความรู้และทักษะในกลุ่มตัวอย่าง ดังนี้**ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง**

กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 8 คน ทุกคนมีประสบการณ์ในการดูแลผู้สูงอายุในพื้นที่ ทั้งการตรวจประเมินสุขภาพทั่วไปในสถานบริการ และนอกสถานบริการ สำหรับระดับการศึกษาของพยาบาลและทันตภิบาลอยู่ในระดับปริญญาตรี ส่วน อสม.ทั้งหมดมีคุณวุฒิประถมศึกษา มีอาชีพค้าขาย 1 คน ส่วนอีก 2 คนมีอาชีพเกษตรกร

ตารางที่ 1 ผลคะแนนความรู้ก่อนและหลังการได้รับการอบรมความรู้เรื่องสุขภาพช่องปาก**Table 1. Result of pre-test and post-test score for oral health training.**

ลำดับที่	คะแนนก่อนได้รับการอบรม (ร้อยละ)	คะแนนหลังได้รับการอบรม (ร้อยละ)
1	17 (48.50)	30 (85.70)
2	24 (68.50)	34 (97.10)
3	27 (77.10)	34 (97.10)
4	29 (82.80)	30 (85.70)
5	23 (65.70)	31 (88.60)
6	12 (34.20)	22 (62.90)
7	9 (25.70)	20 (57.10)
8	18 (51.43)	20 (57.10)
ค่าเฉลี่ย (\bar{X})	19.87 \pm 7.10 (56.70)	27.63 \pm 5.99 (79.90)*

*p < 0.05; สถิติทดสอบวิลคอกชัน

จากตารางที่ 1 จะพบว่าผลคะแนนเฉลี่ยหลังการอบรม (27.6 \pm 5.99 คะแนน) สูงกว่าก่อนการอบรม (19.87 \pm 7.10 คะแนน) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p < 0.05) นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มตัวอย่างทุกคนมีคะแนนหลังการอบรมสูงกว่าก่อนการอบรม

ผลการประเมินทักษะตามกำหนดในการตรวจคัดกรองสุขภาพช่องปากในผู้สูงอายุ

เนื่องด้วยสถานการณ์การระบาดของโรคติดเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 ทำให้ผู้สูงอายุร่วมโครงการวิจัยมี

จำนวน 33 คน ผลการประเมินกลุ่มตัวอย่างทุกคนขาดการซักประวัติโรคประจำตัวและยาที่ได้รับ พยาบาลและอสม. ยังไม่สามารถแยกเหงือกอักเสบและปริทันตอักเสบออกจากกันได้ และอสม.ไม่สามารถแยกฟันสึกหรือผุออกจากกันได้ โดยพยาบาลได้คะแนนระหว่าง 26-27 คะแนน ทันตภิบาลได้คะแนน 27 คะแนนและอสม. ได้คะแนน 24-25 คะแนน ทั้งหมดจึงจัดอยู่ในเกณฑ์ที่มีทักษะในการประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืนในผู้สูงอายุ

ผลการสนทนากลุ่ม

กลุ่มตัวอย่างมีความรู้พื้นฐานในเรื่องการกลืนลำบากในผู้สูงอายุจากประสบการณ์การทำงานแต่ไม่เคยได้รับการอบรมความรู้เรื่องสุขภาพช่องปาก(ยกเว้นทันตภิบาล) และการกลืนลำบากมาก่อน แต่เมื่อผ่านการอบรมความรู้และฝึกทักษะแล้ว กลุ่มตัวอย่างสามารถแสดงความรู้และความคิดเห็นโดยสามารถอธิบายภาวะกลืนลำบากและปัจจัยที่เกี่ยวข้องได้ อธิบายขั้นตอนการคัดกรองสุขภาพช่องปากในผู้สูงอายุได้อย่างถูกต้อง และแสดงความรู้ถึงแนวทางการปฏิบัติเมื่อเจอผู้ที่มีปัญหาสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบาก รวมถึงสะท้อนคิดปัญหาและสิ่งที่ต้องการปรับปรุงแก้ไข เช่น อยากให้จัดการอบรมความรู้อย่างสม่ำเสมอ อยากให้อบรมความรู้แก่บุคลากรอื่นเพิ่มเติม และต้องการแบบคัดกรองสุขภาพช่องปากแบบออนไลน์เพื่อให้ง่ายต่อการนำไปใช้ รวมถึงได้แสดงแนวคิดการนำไปใช้ร่วมกับงานประจำของตนเอง

ผลของความสอดคล้องของการประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุ ระหว่างกลุ่มตัวอย่างและทันตแพทย์

แบ่งออกเป็น 3 ครั้ง โดยครั้งที่ 1 และ 2 จะวิเคราะห์ในการศึกษาระยะที่ 1 ส่วนครั้งที่ 3 จะวิเคราะห์ในการศึกษาระยะที่ 2 (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 ผลความสอดคล้องของการประเมินสุขภาพช่องปากผู้สูงอายุ ระหว่างกลุ่มตัวอย่างและทันตแพทย์
Table 2. Agreement of oral health assessment in older adults by samples compared to those assessed by dentist.

กลุ่มตัวอย่าง	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	สัมประสิทธิ์ โคเฮนแคปปา	ระดับความ สอดคล้อง	สัมประสิทธิ์ โคเฮนแคปปา	ระดับความ สอดคล้อง	สัมประสิทธิ์ โคเฮนแคปปา	ระดับความ สอดคล้อง
พยาบาลคนที่ 1	0.69	ดี	0.83	ดีมาก	0.83	ดีมาก
พยาบาลคนที่ 2	0.76	ดี	0.90	ดีมาก	0.92	ดีมาก
พยาบาลคนที่ 3	0.73	ดี	1.00	ดีมาก	0.69	ดี
ทันตภิบาลคนที่ 1	0.82	ดีมาก	0.83	ดีมาก	0.69	ดี
ทันตภิบาลคนที่ 2	0.76	ดี	1.00	ดีมาก	0.83	ดีมาก
อสม.คนที่ 1	0.38	พอใช้	0.60	ปานกลาง	0.55	ปานกลาง
อสม.คนที่ 2	0.37	พอใช้	0.89	ดีมาก	-	-
อสม.คนที่ 3	0.38	พอใช้	0.34	พอใช้	0.68	ดี
ค่าเฉลี่ย (\bar{x})	0.61 ± 0.22		0.80 ± 0.22*		0.74 ± 0.12	

*p < 0.05; สถิติทดสอบวิลคอกชัน

จากตารางที่ 2 เมื่อวิเคราะห์ความแตกต่างของผลความสอดคล้องของการตรวจคัดกรองในระยะที่ 1 เมื่อเทียบกับทันตแพทย์ ครั้งที่ 1 ($\bar{X} = 0.61 \pm 0.22$) และ 2 ($\bar{X} = 0.80 \pm 0.22$) พบว่าดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ส่วนครั้งที่ 3 ซึ่งอยู่ในระยะติดตามผลพบว่ามีความสอดคล้องของการตรวจคัดกรองมากกว่าครั้งที่ 1 แต่น้อยกว่าครั้งที่ 2 ทั้งนี้ไม่พบความแตกต่างทางสถิติระหว่างการตรวจครั้งที่ 1 และ 3 และระหว่างการตรวจครั้งที่ 2 และ 3 แต่อย่างไรก็ตาม สำหรับทันตแพทย์ที่ทำหน้าที่เป็นผู้ตรวจมาตรฐาน ได้ทำการวิเคราะห์ความน่าเชื่อถือของผู้ประเมินด้วยสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปป์ามีค่าเท่ากับ 0.79 ($p < 0.05$) อยู่ในเกณฑ์ดี

2) การติดตามผล

การติดตามผลหลังจากจบโครงการ 1 เดือน

หลังสิ้นสุดการอบรมมีกลุ่มตัวอย่างซึ่งเป็นพยาบาลวิชาชีพ 2 คน และทันตภิบาล 1 คน ที่มีผลการประเมินความสอดคล้องของการคัดกรองสุขภาพช่องปากของผู้สูงอายุเทียบกับทันตแพทย์ครั้งที่ 1 และ 2 ในระดับดี-ดีมาก(ตารางที่ 2) ได้ออกตรวจคัดกรองสุขภาพผู้สูงอายุนอกสถานบริการจำนวน 321 คนใช้เวลาดำเนินงาน 10 วัน โดยพยาบาลวิชาชีพได้นำแบบประเมินสุขภาพช่องปากไปคัดกรองร่วมกับการคัดกรองกลุ่มโรคอื่น ๆ ในผู้สูงอายุ และทั้งสามคนเลือกใช้การประเมินด้วยแบบสอบถาม Thai EAT-10[®] เพียงเครื่องมือเดียว และไม่ได้ใช้การทดสอบการกลืนน้ำ 3 ออนซ์ร่วมด้วย เนื่องจากข้อจำกัดด้านเครื่องมือและสถานที่ รวมทั้งการเฝ้าระวังอันตรายจากการสำลัก

นอกจากนี้พยาบาลยังสามารถให้ความรู้เรื่องสุขภาพช่องปากและสอนการบริหารกล้ามเนื้อใบหน้าและช่องปากให้กับผู้สูงอายุระหว่างและหลังการตรวจคัดกรองกลุ่มโรคในผู้สูงอายุ ทั้งนี้การติดตามผลในกลุ่มตัวอย่างที่เหลืออีก 5 คน ไม่สามารถทำได้เนื่องด้วยสถานการณ์การระบาดของโรคติดเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 ในพื้นที่ในช่วงเวลาดังกล่าว ทำให้งานประจำของกลุ่มตัวอย่างที่เกี่ยวข้องกับผู้สูงอายุถูกยกเลิก

การติดตามผลหลังจากจบโครงการ 6 เดือน (หลังจบการศึกษาครั้งที่ 1)

กลุ่มตัวอย่างจำนวน 7 คน ตรวจคัดกรองสุขภาพช่องปากในผู้สูงอายุจำนวน 40 คนซ้ำอีกครั้งเพื่อประเมินความถูกต้องระยะยาวในการตรวจคัดกรองผู้สูงอายุ ทั้งนี้มีกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งเป็น อสม. จำนวน 1 คนไม่สามารถเข้ารับการประเมินได้ เนื่องจากปัญหาสุขภาพ โดยผลของความสอดคล้องของการประเมินสุขภาพช่องปากในกลุ่มตัวอย่างเทียบกับทันตแพทย์แสดงในตารางที่ 2

เมื่อติดตามผลหลังจากจบโครงการไปแล้ว 6 เดือน พบว่ากลุ่มตัวอย่างมีระดับสมรรถนะด้านความรู้ที่แตกต่างกัน โดยมีระดับสมรรถนะตั้งแต่ระดับความเข้าใจ (Comprehension) ถึงระดับสังเคราะห์ (Synthesis) (ตารางที่ 3) ส่วนสมรรถนะด้านทักษะพบว่ามีความแตกต่างกันด้วยเช่นกัน โดยพบตั้งแต่ระดับการลงมือปฏิบัติ (Manipulation) ถึงระดับการหาความถูกต้อง (Precision) (ตารางที่ 4)

ตารางที่ 3 ผลการประเมินระดับสมรรถนะด้านความรู้

Table 3. The cognitive domain assessment results.

ผลการประเมินระดับสมรรถนะด้านความรู้							
ระดับ	Knowledge	Comprehension	Application	Analysis	Synthesis	Evaluation	
ข้อบ่งชี้	คะแนนหลัง อบรมสูงกว่า ก่อนอบรม	ปฏิบัติตาม ได้โดย การสังเกต จากการ จับคู่ตรวจ	มีความ สอดคล้อง กับทันตแพทย์ ในระดับดี- ดีมาก	แสดง ความรู้ ปรับปรุง/ ต่อยอด	นำความรู้ ที่ได้ไป ต่อยอดกับ งานประจำ	พัฒนา แนวทาง การคัดกรอง สุขภาพ ช่องปาก	
กลุ่ม ตัวอย่าง	พยาบาล คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน
	พยาบาล คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน
	พยาบาล คนที่ 3	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	ทันตภิบาล คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	ทันตภิบาล คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 3	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน

ตารางที่ 4 ผลการประเมินระดับสมรรถนะด้านทักษะ

Table 4. The psychomotor domain assessment results.

ผลการประเมินระดับสมรรถนะด้านทักษะ						
ระดับ		Imitation	Manipulation	Precision	Articulation	Naturalization
ข้อบ่งชี้		ปฏิบัติตาม ได้โดยการ สังเกตจาก การจับคู่ตรวจ	อยู่ในเกณฑ์ ที่มีทักษะ(OSCE) จากการสังเกต	นำไปต่อยอด กับงานประจำ	ปรับรูปแบบ การทำงาน ให้สอดคล้อง กับบริบท	มีความ เชี่ยวชาญใน การทำงานและ ต่อยอดได้
กลุ่ม ตัวอย่าง	พยาบาล คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	พยาบาล คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	พยาบาล คนที่ 3	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	ทันตภิบาล คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	ทันตภิบาล คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 1	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 2	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน
	อสม.คนที่ 3	ผ่าน	ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน	ไม่ผ่าน

บทวิจารณ์ (Discussion)

จากการศึกษาสถานการณ์งานผู้สูงอายุในพื้นที่อำเภอเวียงแก่น จังหวัดเชียงราย พบว่ามีงานคัดกรอง 10 กลุ่มโรคในผู้สูงอายุ รวมถึงการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืน แต่มีข้อจำกัดในแง่ของทรัพยากรบุคคลและเครื่องมือ (resource-poor setting) (8) ผู้สูงอายุจึงไม่ได้รับการอย่างครอบคลุม ซึ่งเมื่อวิเคราะห์ถึงองค์ประกอบของระบบคัดกรองสุขภาพจะต้องประกอบไปด้วยบุคลากรและเครื่องมือ (8) ดังนั้นสิ่งสำคัญที่จะทำให้เกิดการพัฒนาแนวทางการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนให้เกิดขึ้นได้จริงนั้น ต้องเริ่มจากการหาเครื่องมือที่ง่ายต่อการนำมาใช้ และมีความถูกต้องเหมาะสมกับบริบท จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าการใช้แบบประเมิน Thai EAT-10[®] ร่วมกับการทดสอบการกลืนน้ำ 3 ออนซ์ ให้ค่าความไวและความจำเพาะสูงกว่าการใช้เพียงเครื่องมือใดเครื่องมือหนึ่ง (6) อย่างไรก็ตามหลังจากการติดตามผลการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนในผู้สูงอายุที่เกิดขึ้นจริงในพื้นที่ที่ให้บริการนอกสถานบริการ การทดสอบด้วยการกลืนน้ำนั้นยังคงต้องอาศัยอุปกรณ์ที่หลากหลายและยังต้องเฝ้าระวังความเสี่ยงที่จะทำให้อุบัติเหตุเกิดจากการสำลักน้ำ และเกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ตามมากลุ่มตัวอย่างจึงใช้แบบประเมิน Thai EAT-10[®] เพียงเครื่องมือเดียวในการคัดกรองภาวะกลืนลำบากในผู้สูงอายุ จากผลการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่ามีค่าความไวและความจำเพาะสูง (6) เพียงพอต่อการนำมาใช้คัดกรอง ซึ่งสอดคล้องกับหลาย ๆ การศึกษาที่พบว่าการใช้เพียงแบบประเมิน EAT-10[®] ก็มีความแม่นยำในการคัดกรองอาการกลืนลำบาก (9,10)

โครงการวิจัยนี้ได้นำกระบวนการวิจัยแบบผสมวิธีมาใช้ โดยใช้แบบแผนเชิงทดลอง (experimental design) ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลทั้งเชิงปริมาณและเชิงคุณภาพ ทั้งนี้จะพบว่ามีวิธีการนำวิจัยแบบผสมวิธีมาใช้ในการศึกษาทางด้านสุขภาพอยู่มาก เช่นการศึกษาถึงบทบาทของผู้ให้บริการด้านสุขภาพในการดูแลผู้สูงอายุที่มีภาวะพึ่งพิง (11) การศึกษาที่นำมาพัฒนากรอบสมรรถนะในพยาบาลในการดูแลผู้สูงอายุ (12)

นอกจากนี้ยังพบการศึกษาที่นำวิจัยแบบผสมวิธีไปประเมินเทคนิคการเรียนการสอนด้านสุขภาพในช่วงที่มีการระบาดของโรคติดเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 (13) จะเห็นว่าการศึกษาดังกล่าวด้วยวิธีผสมวิธีนี้ เป็นวิธีที่ทำให้ได้ข้อมูลจากผู้มีส่วนได้ส่วนเสีย เกิดการสะท้อนความคิดของผู้เข้าร่วมวิจัยและเกิดผลลัพธ์ที่เป็นจริงและครอบคลุม เนื่องด้วยเป็นการรวมการศึกษาเชิงปริมาณและคุณภาพเข้าไว้ด้วยกัน (14)

การศึกษานี้ได้นำแนวคิดการจัดการศึกษาฐานสมรรถนะ (competency-based education) ซึ่งเป็นกรอบแนวคิดที่จัดการการศึกษาที่มุ่งเน้นให้เกิดศักยภาพที่ดีขึ้นในกลุ่มตัวอย่าง และพบมีการนำแนวคิดนี้มาพัฒนาศักยภาพในบุคลากรสาธารณสุขอยู่มากทั้งในต่างประเทศ (15-19) และในประเทศไทย (20-23) โดยส่วนใหญ่จะพัฒนาสมรรถนะบุคลากรให้เกิดผลลัพธ์ที่มีประสิทธิภาพและเหมาะสมกับบริบท คือมีความรู้ ทักษะความสามารถ รวมไปถึงการฝึกฝนเพื่อให้มีประสบการณ์และเกิดการบริการด้านสุขภาพที่มีคุณภาพ ในการศึกษานี้ได้กำหนดสมรรถนะหลัก (core competency) แก่กลุ่มตัวอย่าง โดยจะต้องมีความรู้และทักษะการนำความรู้ไปปฏิบัติ โดยนำหลักการประเมินระดับสมรรถนะโดยใช้นุกรมวิธานของบลูม (Bloom's taxonomy) ซึ่งเป็นการจำแนกการเรียนรู้ออกเป็น 3 ด้าน คือ ด้านพุทธิพิสัย (cognitive domain) ด้านจิตพิสัย (affective domain) และด้านทักษะพิสัย (psychomotor domain) มาใช้ แต่ทำการจำแนกเพียง 2 ด้าน คือด้านพุทธิพิสัยและด้านทักษะพิสัยตามศักยภาพที่กำหนดไว้สำหรับกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งจะพบว่าแนวคิดการประเมินระดับการเรียนรู้นี้ ถูกนำไปประยุกต์ใช้กับการประเมินความรู้และทักษะของนักศึกษาวิทยาศาสตร์และการแพทย์บางการศึกษา (24,25) เพราะเชื่อว่าทำให้ผู้เรียนมีความรู้และสร้างความเข้าใจให้เกิดขึ้นได้ (25)

จากผลการประเมินสมรรถนะจะพบว่ากลุ่มตัวอย่างมีคะแนนจากแบบทดสอบวัดความรู้หลังการอบรมสูงกว่าก่อนอบรมทุกคน สอดคล้องกับผลประเมินจากการสนทนากลุ่มครั้งที่ 1 เทียบกับครั้งที่ 2 โดยกลุ่มตัวอย่างสามารถอธิบายลักษณะของโรคในช่องปาก

แนวทางการรักษาที่เหมาะสมได้ถูกต้องมากกว่าครั้งแรก และยังสามารถนำความรู้ไปปฏิบัติได้จริงจาก การสังเกตพฤติกรรม อย่างไรก็ตามยังคงพบว่าความรู้และทักษะที่เกิดขึ้นในกลุ่มตัวอย่างมีระดับที่แตกต่างกันโดย พยาบาลวิชาชีพและทันตภิบาลมีระดับสมรรถนะทั้ง ทางด้านความรู้และทักษะสูงกว่าอสม. อาจเนื่องมาจากการพัฒนาศักยภาพด้วยเทคนิคและวิธีการเดียวกัน ใช้ ระยะเวลาเท่ากันในกลุ่มตัวอย่างที่มีวิชาชีพและระดับ การศึกษาแตกต่างกัน ซึ่ง อสม. ไม่ใช่ผู้เชี่ยวชาญด้าน สุขภาพ อาจเป็นผลทำให้ไม่มีความมั่นใจในการแสดง ความรู้หรือทักษะของตนเองออกมาเมื่อต้องปฏิบัติงาน เช่นเดียวกับบุคลากรสาธารณสุขที่ปฏิบัติงานด้าน สุขภาพโดยตรง (26) ดังนั้นในการพัฒนาศักยภาพใน อสม. อาจต้องพัฒนาวิธีการ ขั้นตอน ระยะเวลาการ ฝึกฝนให้เหมาะสมกับบริบทของบุคลากรกลุ่มนี้ซึ่ง จะช่วยให้ อสม. มีสมรรถนะ ความมั่นใจในการทำงาน ความแม่นยำในการตรวจคัดกรอง รวมถึงการใช้ข้อมูล มาประเมินและวางแผนเพื่อส่งต่ออย่างเหมาะสม อย่างไรก็ตาม อสม. นั้นมีสมรรถนะด้านการสื่อสาร สุขภาพให้กับประชาชนได้ดีไม่น้อยไปกว่าวิชาชีพอื่น เนื่องด้วยเป็นคนในชุมชนและมีประสบการณ์ในการ แก้ไขปัญหาสุขภาพพื้นฐานที่เหมาะสมให้กับประชาชน ซึ่งจะมีส่วนช่วยให้เกิดการเชื่อมต่อด้านสุขภาพ ของคนในชุมชนกับสถานบริการได้ดียิ่งขึ้น (26-27) ส่วนระดับการเรียนรู้ของกลุ่มตัวอย่างยังไม่แสดงให้เห็น ในระดับสูงสุด ซึ่งระดับการเรียนรู้ระดับนี้จำเป็นต้องอาศัยระยะเวลาในการแสดงความรู้ออกมาแก่ ชุมชนหรือสังคม (28,29) ซึ่งสอดคล้องกับความเห็นของ Coghlan ว่าการพัฒนาสมรรถนะตามเป้าหมายที่กำหนด จะยังไม่เกิดระดับความเชี่ยวชาญ หากแต่เกิดเมื่อมี ประสบการณ์การทำงานที่ต่อเนื่อง (30)

จากผลลัพธ์ของการศึกษานี้จะพบว่ากรอบ ความรู้และฝึกทักษะอย่างต่อเนื่อง รวมถึงการวางแผน พัฒนาสมรรถนะโดยใช้เครื่องมือทั้งเชิงปริมาณและ คุณภาพ ทำให้สามารถประเมินสมรรถนะได้ดีกว่าการ อบรมความรู้แบบหนึ่งวัน (one-day training) เพราะจะ ประเมินได้เพียงความรู้ แต่อาจไม่สามารถประเมินทักษะ ความสามารถหรือการนำไปใช้ได้ เช่น ผลการศึกษาของ

Simon และคณะ ปี 2000 ที่พัฒนาศักยภาพพยาบาล ในการดูแลสุขภาพช่องปากผู้สูงอายุในศูนย์การดูแล ผู้สูงอายุระยะยาวที่พบว่าพยาบาลมีความรู้เรื่องการ ดูแลสุขภาพช่องปากผู้สูงอายุเพิ่มขึ้นหลังผ่านการ อบรม แต่ไม่สามารถประเมินทักษะในการดูแลสุขภาพ ช่องปากผู้สูงอายุได้ทันที ซึ่งอาจต้องใช้ระยะเวลา ติดตามผลมากกว่า 1 ปี (28) นอกจากนี้ยังพบการศึกษา ของ Isaksson และคณะที่แนะนำให้พบทวนการอบรม ฝึกทักษะทุก ๆ 3-4 เดือน เพื่อให้เกิดการพัฒนาทักษะ ให้เกิดขึ้นในกลุ่มตัวอย่างตามระดับสมรรถนะที่กำหนด (31)

ในส่วนของความสอดคล้องของการตรวจ ประเมินสุขภาพช่องปากระหว่างวิชาชีพอื่นกับ ทันตแพทย์ในการศึกษานี้มีค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปา ตั้งแต่ 0.37-0.76 สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ เปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่ไม่ใช่ทันตบุคลากรกับทันต บุคลากรด้วยเครื่องมืออื่น ๆ ที่ใช้งานง่าย และนิยมใช้ ในการประเมินสุขภาพช่องปากและกำหนดแนวทาง ดูแลสุขภาพช่องปากในของผู้สูงอายุ เช่น ROAG พบมีค่าตั้งแต่ 0.45-0.84 ($\bar{\chi} = 0.59$) (32) และ การศึกษาด้วยการใช้เครื่องมือ OHAT พบว่ามีค่า 0.83- 1.00 ($\bar{\chi} = 0.92$) (33) จะเห็นได้ว่าวิชาชีพอื่นที่ไม่ใช่ ทันตบุคลากรนั้นมีความสามารถในการประเมินสุขภาพ ช่องปากอยู่ในระดับพอใช้-ดีมาก

อย่างไรก็ตามการพัฒนาการคัดกรองสุขภาพ ช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุนั้นเป็นขั้นแรก ของการดูแลสุขภาพช่องปากของผู้สูงอายุ โดยการ ค้นหาค้นหาสุขภาพก่อนการเกิดการเจ็บป่วยที่รุนแรง และเกิดการสูญเสียตามมา ซึ่งการพัฒนาการคัดกรอง ด้านสุขภาพช่องปากนี้จำเป็นที่จะต้องอาศัยบุคลากร ที่มีศักยภาพทั้งทางด้านความรู้และทักษะ ทั้งนี้ผู้วิจัย ได้เลือกกลุ่มตัวอย่างที่มีความแตกต่างกันของวิชาชีพ และความรู้ แต่ได้รับผิดชอบงานดูแลสุขภาพผู้สูงอายุ เหมือนกัน โดยคาดหวังว่าด้วยวิธีการประเมินและภาษา ที่เรียบง่ายจะพัฒนาสมรรถนะของทุกคนให้เป็นไปตาม กำหนด หากแต่พบว่ากรอบการพัฒนาให้เกิดสมรรถนะ ที่เหมาะสมจำเป็นต้องอาศัยกระบวนการเรียนรู้และ เวลาที่แตกต่างกัน รวมถึงการนำแนวคิดทฤษฎีที่

เหมาะสมมาใช้เป็นพื้นฐานจึงจะทำให้เกิดสมรรถนะตามกำหนดได้ ซึ่งจากการศึกษานี้ได้นำแนวคิดการพัฒนาสมรรถนะตามอนุกรมวิธานของบลูม และใช้เครื่องมือที่หลากหลายในการพัฒนาผู้ให้บริการด้านสุขภาพ นอกเหนือไปจากทันตบุคลากรให้มีศักยภาพการตรวจประเมินสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุ นอกจากนี้เพื่อก่อให้เกิดการพัฒนาการบริการด้านสุขภาพที่เป็นระบบ จึงมีการคืนข้อมูลแก่ผู้นำในพื้นที่เพื่อให้เกิดการก่อกระแสและเกิดการพัฒนาด้านอื่น ๆ จนก่อให้เกิดระบบการคัดกรองที่เป็นรูปธรรมในอนาคต

บทสรุป (Conclusion)

ผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพที่มีบทบาทในการประเมินสุขภาพของผู้สูงอายุอยู่เป็นประจำ สามารถพัฒนาสมรรถนะให้เกิดความรู้และทักษะในการคัดกรองสุขภาพช่องปากเบื้องต้นและประเมินภาวะกลืนลำบาก และนำไปต่อยอดกับงานประจำได้

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

การวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดีโดยได้รับการสนับสนุนงบประมาณในการทำวิจัยจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่และขอขอบพระคุณโรงพยาบาลเวียงแก่น ที่ให้ความอนุเคราะห์สถานที่ในการเก็บข้อมูล

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Ministry of Public Health. Quality of Life information of Health region 1 [Internet]. 2020 [cited 2020 July]. Available from: <https://www.ciorh1.com/frontend/web/site/index>. (in Thai).
2. Department of Medical Service, Ministry of Public Health. Handbook of health screening/ assessing in elderly. Bangkok:2014;13-14. (in Thai).

3. Ya-in S, Pusiripinyo E, Wattapan P. Dysphagia screening test in stroke patients: Agreement (Reliability) of evaluation results observed by a registered nurse. J Thai Rehabil Med. 2012;22(1):27-33. (in Thai).

4. Bax L, McFarlane M, Green E, Miles A. Speech-language pathologist-led fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing: functional outcomes for patients after stroke. J Stroke Cerebrovasc Dis. 2014;23(3):e195-e200. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2013.09.031.

5. Mann G, Hankey GJ, Cameron D. Swallowing function after stroke: prognosis and prognostic factors at 6 months. Stroke. 1999;30(4):744-8.

6. Kongma P. The accuracy of the combined swallowing screening test for detecting dysphagia [Master thesis, M.S. (Dental public health)]. Chiang Mai: Chiang Mai University; 2021. (in Thai).

7. McHugh ML. Interrater reliability: the kappa statistic. Biochem Med(Zagreb).2012;22(3): 276-82.

8. Gruppen LD, Mangrulkar RS, Kolars JC. The promise of competency-based education in the health professions for improving global health. Hum Resour Health. 2012;10:43. doi: 10.1186/1478-4491-10-43.

9. Keage M, Delatycki M, Corben L, Vogel A. A systematic review of self-reported swallowing assessments in progressive neurological disorders. Dysphagia. 2015;30(1):27-46.

10. Wallace KL, Middleton S, Cook JJ. Development and validation of a self-report symptom inventory to assess the severity of oral-pharyngeal dysphagia. Gastroenterology. 2000;118(4):678-87.

11. Hasson F, McIlfratrick S, Payne S, Slater P, Finlay D-A, McConnell T, et al. Protocol for a mixed methods exploratory investigation into the role and contribution of the healthcare assistant in out-of-hours palliative care. *BMC Nurs*. 2021 Apr 8;20(1):55. doi: 10.1186/s12912-021-00570-x.
12. Ratanasuwan W, Opasanan W. Developing the nurse competency framework in integrated elderly health care. *J Nur Educ*. 2017;10(4):123-43. (in Thai).
13. Poncette A-S, Glauert DL, Mosch L, Braune K, Balzer F, Back DA. Correction: undergraduate medical competencies in digital health and curricular module development: mixed methods study. *J Med Internet Res*. 2020;22(12):e25738. doi: 10.2196/25738.
14. Wisdom J, Creswell JW. Mixed methods: integrating quantitative and qualitative data collection and analysis while studying patient-centered medical home models. Rockville: Agency for Healthcare Research and Quality. 2013.
15. Nasir H, Haas C, Rankin JH, Fayek AR, Forgues D, Ruwanpura J. Development and implementation of a benchmarking and metrics program for construction performance and productivity improvement. *Can J Civ Eng*. 2012;39(9):957-67.
16. Griewatz J, Simon M, Lammerding-Koeppel M. Competency-based teacher training: A systematic revision of a proven programme in medical didactics. *GMS J Med Educ*. 2017;34(4):Doc44. doi: 10.3205/zma001121.
17. Müller M. Nursing competence: psychometric evaluation using Rasch modelling. *J Adv Nurs*. 2013;69(6):1410-7.
18. Liu M, Kunaihtikul W, Senaratana W, Tonmukayakul O, Eriksen L. Development of competency inventory for registered nurses in the People's Republic of China: scale development. *Int J Nurs Stud*. 2007;44(5):805-13.
19. Wangensteen S, Johansson IS, Nordström G. Nurse competence scale—psychometric testing in a Norwegian context. *Nurse Educ Pract*. 2015;15(1):22-9. (in Thai).
20. Tassaniyom N. Teaching Health Promotion Based on the Empowerment Concept. *JTNMC*. 2011; 26(S):17-29. (in Thai)
21. Buaosont R, Mejang S, Vibulrangson S, Sritimongkol P. Development of a competency-based performance evaluation model for the village health volunteers. *RMCS*. 2015;10(2):96-107. (in Thai).
22. Kukkong P, Iamnirun T, Thongprayoon C, Boonsiripan M. Health communication competency of village health volunteers in Khon Kaen Province. *GTHJ*. 2015;21(2):187-97. (in Thai).
23. Chaosaunsreecharoen RK, Khaonuan B, Chaosaunsreecharoen P. Effects of capacity building curriculum of intelligence networks for community health risk factor management on competency-based performance development among mohanamai. *RMUTI J Hum Soc Sci*. 2019;6(1):37-57. (in Thai).
24. Kang YN, Chang CH, Kao CC, Chen CY, Wu CC. Development of a short and universal learning self-efficacy scale for clinical skills. *PLoS One*. 2019;14(1):e0209155. doi:10.1371/journal.pone.0209155.

25. Verenna AMA, Noble KA, Pearson HE, Miller SM. Role of comprehension on performance at higher levels of Bloom's taxonomy: Findings from assessments of healthcare professional students. *Anat Sci Educ.* 2018;11(5):433-44.

26. Glenton C, Colvin CJ, Carlsen B, Swartz A, Lewin S, Noyes J, et al. Barriers and facilitators to the implementation of lay health worker programmes to improve access to maternal and child health: a qualitative evidence synthesis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013(10): CD010414. doi: 10.1002/14651858.CD010414.pub2.

27. Hermann K, Van Damme W, Pariyo GW, Schouten E, Assefa Y, Cirera A, et al. Community health workers for ART in sub-Saharan Africa: learning from experience—capitalizing on new opportunities. *Hum. Resour. Health.* 2009;7:31. doi: 10.1186/1478-4491-7-31.

28. Simons D, Baker P, Jones B, Kidd E, Beighton D. An evaluation of an oral health training programme for carers of the elderly in residential homes. *Br Dent J.* 2000;188(4):206-10.

29. Mashamba-Thompson TP, Sartorius B, Stevens FC, Drain PK. Experiential Bloom's Taxonomy learning framework for point-of-care diagnostics training of primary healthcare workers. *Afr J Lab Med.* 2016;5(1):449. doi: 10.4102/ajlm.v5i1.449. eCollection 2016.

30. Coghlan D. Insider action research: opportunities and challenges. *Manag Res News.* 2007;30(5):335-43.

31. Isaksson R, Paulsson G, Fridlund B, Nederfors T. Evaluation of an oral health education program for nursing personnel in special housing facilities for the elderly. Part II: Clinical aspects. *Spec Care Dentist.* 2000;20(3):109-13.

32. Andersson P, Westergren A, Karlsson S, Rahm Hallberg I, Renvert S. Oral health and nutritional status in a group of geriatric rehabilitation patients. *Scand J Caring Sci.* 2002;16(3):311-8.

33. Simpelaere IS, Van Nuffelen G, Vanderwegen J, Wouters K, De Bodt M. Oral health screening: feasibility and reliability of the oral health assessment tool as used by speech pathologists. *Int Dent J.* 2016;66(3):178-89.

ติดต่อขอความ :

ผศ.ทพญ.ดร.กันยารัตน์ คอวนิช

ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

โทรศัพท์ 053944468

อีเมลล์ : kanyarat.korwanich@cmu.ac.th

Corresponding author:

Assist.Prof.Dr. Kanyarat Korwanich

Department of Family and Community Dentistry,

Chiang Mai University, Suthep Road, Suthep,

Muang District, Chiang Mai, Thailand, 50200

Tel: (665) 394 4468

E-mail: kanyarat.korwanich@cmu.ac.th

การตั้งตำรับและประเมินสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักสำหรับงานทันตกรรมผู้สูงอายุ

วรยุทธ โชติประกายเกียรติ* บุชวรา สารสิทธิ์** ปภาวี เกิดวงหิน** ปรัชญา ยายอด**
 พันไมล์ เพชรประดับ** ภิษรพล สำเนียง***

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อตั้งตำรับและประเมินคุณสมบัติของสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลัก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ตั้งตำรับสารหล่อลื่นจากน้ำปราศจากไอออน สารกึ่งเนื้อเจล และสารเพิ่มความชุ่มชื้น ประเมินคุณสมบัติโดยเปรียบเทียบค่าความหนืดจากเครื่องวัดความหนืดบรูคฟิลด์ชนิดโคนและแผ่นเรียบ ใช้สถิติ Kruskal-Wallis test และ Mann-Whitney U Test เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนืดและความเข้มข้นของสารไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลสในสารรูปเจลและเพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกายภาพกับแควยเจลลี่

ผลการทดลอง: ค่าความหนืดของสารรูปเจลมีค่าเพิ่มขึ้นตามสัดส่วนของสารกึ่งเนื้อเจล โดยที่สารรูปเจลสูตรที่ 3 (2.8%ไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส) มีความหนืดมากที่สุด สารรูปเจลสูตรที่ 2 (2.7% ไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส) มีความหนืดรองลงมาซึ่งมีค่าความหนืดใกล้เคียงกับแควยเจลลี่ (KY® jelly) และสารรูปเจลสูตรที่ 1 (2.6% ไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส) มีความหนืดน้อยที่สุด โดยความหนืดของสารทุกสูตรที่ 25 องศาเซลเซียส มีค่ามากกว่าที่ 37 องศาเซลเซียส นอกจากนี้ค่าความหนืดของสารทุกสูตรมีแนวโน้มลดลงที่เวลา 1 เดือนและ 3 เดือน ภายหลังจากการผสม

สรุป: สารรูปเจลสูตรที่ 2 มีโอกาสพัฒนาต่อเพื่อใช้สำหรับการทำหัตถการในผู้สูงอายุ เนื่องจากมีลักษณะทางกายภาพและความหนืดใกล้เคียงกับสารหล่อลื่นแควยเจลลี่และคาดว่าจะมีความเหมาะสมในการใช้ในช่องปากมากที่สุด

คำสำคัญ: สารหล่อลื่นในช่องปาก สุขภาพช่องปาก ผู้สูงอายุ

Received Date: Oct 11, 2021

Revised Date: Nov 24, 2021

Accepted Date: Mar 10, 2022

*ภาควิชาชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

**คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

***ภาควิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Formulation and evaluation of a water-based oral lubricant for using in geriatric dentistry

Warayut Chotprakaikiat* Nuchwara Sarasit** Papawi Kerdwanghin** Pratyayayord**
Panmile Phetpradub** Patcharaphol Samnieng***

Abstract

Objective: The purpose of this study was to formulate and evaluate water-based oral lubricants for using in elderly patients.

Materials and Methods: Chief components of the water-based oral lubricants were deionized water, gel-forming agent (Hydroxypropyl methylcellulose; HPMC) and moisturizer. Viscosity was evaluated by cone and plate Brookfield viscometer. The statistics of Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney U Test were used to determine the relationship between the viscosity and concentration of hydroxypropyl methylcellulose in the gel formulation and to compare the physical properties with KY® jelly.

Results: This study showed that viscosity of the water-based oral lubricants was increased as a concentration manner of gel-forming agent. Viscosity of formula 3 lubricant (2.8% HPMC) was highest and followed by viscosity of formula 2 lubricant (2.7% HPMC), which was as similar as of KY® jelly, and formula 1 lubricant (2.6% HPMC), respectively. Viscosity of all lubricants at 25 °C was higher than at 37 °C. Furthermore, viscosity of all lubricant was decreased at 1 and 3 months after formulation.

Conclusions: It is possible to develop formula 2 lubricant for using in elders, because physical character and viscosity are as same as KY® jelly. It may be suitable for using in oral cavity as expected.

Keywords: Oral lubricant, Oral health, Elderly

*Department of Oral Biology, Faculty of Dentistry, Naresuan University, Tha Pho, Mueang, Phitsanulok District, Phitsanulok 65000, Thailand.

**Faculty of Dentistry, Naresuan University, Tha Pho, Mueang, Phitsanulok District, Phitsanulok 65000, Thailand.

***Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Naresuan University, Tha Pho, Mueang, Phitsanulok District, Phitsanulok 65000, Thailand.

บทนำ (Introduction)

ในปัจจุบันประเทศไทยมีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของประชากรโดยมีสัดส่วนของผู้สูงอายุเพิ่มมากขึ้น ประเทศไทยจะกลายเป็นสังคมสูงอายุอย่างสมบูรณ์ในปี 2564 เมื่อสัดส่วนประชากรอายุ 60 ปีขึ้นไปสูงถึงร้อยละ 20 จำนวนประชากรสูงอายุที่จะเพิ่มสูงขึ้นอย่างมากในอนาคต (1) “ผู้สูงอายุ” หมายความว่า บุคคลซึ่งมีอายุเกินหกสิบปีบริบูรณ์ขึ้นไปและมีสัญชาติไทย (2) ผู้สูงอายุจะมีความเสื่อมถอยของสภาพทางร่างกายในด้านต่าง ๆ ได้แก่ การเคลื่อนไหวที่ช้าลง ระบบประสาทและสมองทำงานช้าลง มีปัญหาด้านการมองเห็นและการได้ยิน ผิวหนังเหี่ยวย่น ผมหงอก กระดูกเปราะแตกง่าย รวมถึงระบบอื่น ๆ ภายในร่างกาย เช่น ระบบย่อยอาหารจะมีการหลั่งน้ำย่อยต่าง ๆ ลดลง มีผลต่อการย่อยและดูดซึมอาหาร อาจทำให้เกิดภาวะขาดสารอาหารตามมา (3) นอกจากนี้ สภาพภายในช่องปากของผู้สูงอายุได้มีการเปลี่ยนแปลงไป ได้แก่ เยื่อบุบริเวณกระพุ้งแก้ม เพดานปาก ริมฝีปาก บริเวณใต้ลิ้น เหงือก และลิ้น โดยเนื้อเยื่อเหล่านี้จะมีความหนาและมีความยืดหยุ่นลดลง สังเกตได้จากลักษณะเส้นเลือดขดใต้ลิ้นที่มักพบในผู้สูงอายุ แสดงถึงการมีชั้นเนื้อเยื่อที่บางลง นอกจากนี้ในผู้สูงอายุยังปริมาณมีน้ำลายลดลง ทำให้ริมฝีปากและเนื้อเยื่อในช่องปากขาดความชุ่มชื้น ส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บได้ง่าย และเกิดภาวะปากแห้ง โดยอาจเกิดการบาดเจ็บได้ในระหว่างทำหัตถการในช่องปาก เกิดจ้ำเลือดและบางกรณีอาจทำให้แผลหายช้า (4-7) ซึ่งการใช้สารหล่อลื่นทาในช่องปากให้กับผู้ป่วยสูงอายุก่อนและระหว่างทำหัตถการทางทันตกรรม สามารถช่วยลดโอกาสการเกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อในช่องปากได้

ในผู้สูงอายุที่พบภาวะปากแห้งและน้ำลายน้อยส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อ ในช่องปากในขณะที่ทำการรักษาทางทันตกรรม โดยสารหล่อลื่นจะช่วยเพิ่มความชุ่มชื้นในช่องปากและลดโอกาสการเกิดการบาดเจ็บได้ ซึ่งสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักและได้รับความนิยมที่มีขายตามท้องตลาด คือสารหล่อลื่นควายเจลลี่ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงได้มีการนำสารหล่อลื่นควายเจลลี่มาใช้ในการเปรียบเทียบค่าความหนืดกับสารหล่อลื่นชนิดใหม่ที่ได้ตั้งตำรับขึ้น ส่วน

การนำสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลักมาใช้ในการเปรียบเทียบค่าความหนืดกับสารที่ได้ตั้งตำรับขึ้นนั้น เนื่องจากทางทันตกรรมได้มีการนำสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลักมาใช้ เพื่อป้องกันการบาดเจ็บในช่องปากระหว่างการทำหัตถการ ซึ่งอาจส่งผลให้เกิดการอักเสบนี้เข้าไปในปอดได้ในผู้ป่วยบางรายและทำให้เกิดภาวะปอดอักเสบจากน้ำมัน (exogenous lipoid pneumonia) ได้ (11)

คณะผู้วิจัยได้เล็งเห็นถึงความสำคัญของการเปลี่ยนแปลงสภาพภายในช่องปากของผู้สูงอายุจึงสนใจที่จะผลิตสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักขึ้นมา เพื่อใช้ในช่องปากของผู้ป่วยและลดโอกาสการบาดเจ็บในระหว่างทำหัตถการ ซึ่งสารดังกล่าว หมายถึง สารที่ใช้ทาในช่องปากเพื่อเพิ่มความชุ่มชื้นให้แก่ริมฝีปากและเนื้อเยื่อในช่องปากขณะทำหัตถการ รวมทั้งประเมินคุณสมบัติของสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลัก ทั้งนี้เพื่อนำความรู้ที่ได้มาใช้ในการต่อยอดงานวิจัยต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods) การตั้งตำรับ

สารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลัก คือ สารที่มีความหนืดที่เหมาะสม เพื่อให้สามารถคงตัวอยู่ในช่องปากได้ และสามารถให้ความชุ่มชื้นกับเยื่อเมือกในช่องปากได้ ซึ่งส่วนประกอบที่มีผลต่อคุณสมบัติของสารหล่อลื่น คือ ตัวทำละลาย (solvent) สารก่อเนื้อเจล (gel-forming compound) สารเพิ่มความคงตัว (stabilizer) สารเก็บความชื้น (humectant) สารกันเสีย (preservative)

ในการตั้งตำรับนี้สารที่ใช้ได้แก่ น้ำปราศจากไอออน (deionized water) เป็นตัวทำละลาย ไฮดรอกซีโพรพิล เมทิลเซลลูโลส (hydroxypropyl methylcellulose, HPMC) เป็นสารก่อเนื้อเจล โดโซเดียม อีดีทีเอ (disodium EDTA) เป็นสารเพิ่มความคงตัว กลีเซอริน (glycerin) และโพรพิลีน ไกลคอล (propylene glycol) เป็นสารเก็บความชื้น โพแทสเซียม ซอร์เบต (potassium sorbate) เป็นสารกันเสีย

ตารางที่ 1 ส่วนประกอบของสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักแต่ละสูตร

Table 1. The 3 formula of ingredient of water-based oral lubricant.

ส่วนประกอบ	สูตรที่ 1	สูตรที่ 2	สูตรที่ 3
Deionized water (ml)	166.4	166.2	166.0
Disodium EDTA (g)	0.20	0.20	0.20
Hydroxypropyl Methylcellulose (HPMC) (g)	5.20	5.40	5.60
Glycerin (ml)	16	16	16
Propylene glycol (ml)	12	12	12
Potassium sorbate (g)	0.20	0.20	0.20
ปริมาตรรวมของสารหล่อลื่นในช่องปาก โดยประมาณ (ml)	200	200	200
อัตราส่วนของ HPMC ต่อปริมาตรรวม (%w/v)	2.6	2.7	2.8

ขั้นตอนการผสม (8)

ตั้งอุณหภูมิเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อน ที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 5 นาที แล้วใส่น้ำปราศจากไอออน ปริมาณตามตารางที่ 1 สูตรที่ 1 ร่วมกับใส่แท่งแม่เหล็กคนสารลงในขวดเก็บสารเคมี จากนั้นหมุนปรับความเร็วในการผสมให้เหมาะสม แล้วใส่โซเดียม อีดีทีเอปริมาณตามสูตรที่ 1 ลงในขวดเก็บสารเคมี แล้วตั้งทิ้งไว้ 5 นาที บนเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส จากนั้นโปรยสารไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส ตามสูตรที่ 1 ลงในขวดเก็บสารเคมีเป็นเวลา 5 นาที แล้วตั้งทิ้งไว้ 45 นาที บนเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียสหรือจนสารละลายทั้งหมดทำการตั้งอุณหภูมิเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อน อีกเครื่องหนึ่งที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส แล้วนำขวดเก็บสารเคมีมาตั้งบนเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส นาน 15 นาที จากนั้นหมุนปรับความเร็วในการผสมให้เหมาะสม แล้วใส่กลีเซอรินปริมาณ ตามสูตรที่ 1 และโพรพิลีน ไกลคอลปริมาณ ลงในขวดเก็บสารเคมีแล้วตั้งทิ้งไว้ 3 นาที บนเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อน ที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส แล้วใส่

โพแทสเซียม ซอร์เบต ลงในขวดเก็บสารเคมี แล้วตั้งทิ้งไว้ 10 นาที บนเครื่องกวนสารชนิดแม่เหล็กพร้อมให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส จากนั้นตั้งทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้องให้เย็น และวัดค่าความเป็นกรด-ด่างโดยใช้กระดาษวัดค่าพีเอก่อนนำไปทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพและความหนืดทันทีภายหลังการผสมและทำการเตรียมสารรูปเจล สูตรที่ 2 และ 3 โดยเปลี่ยนแปลงปริมาณของไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลสตามสูตรที่ 2 และ 3 ในตารางที่ 1 ตามลำดับโดยใส่น้ำปราศจากไอออน ปริมาณตามสูตรที่ 2 และ 3 ในตารางที่ 1 ตามลำดับ และทำการเตรียมสารรูปเจลสูตรที่ 1-3 อีกจำนวน 2 ชุด แล้วเก็บสารรูปเจลที่ตั้งตำรับไว้ในตู้เก็บสารที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส สำหรับการทดสอบที่ 1 และ 3 เดือนต่อไป

การศึกษาคุณสมบัติของสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลัก

การวัดค่าความหนาแน่น (density) (9)

ซึ่งน้ำหนักของสารรูปเจลสูตรที่ 1 ในหน่วยกรัม โดยใช้เครื่องชั่งทศนิยม 4 ตำแหน่ง แล้ววัดปริมาตรของสารรูปเจลสูตรที่ 1 ในหน่วยมิลลิลิตร โดยใช้ไมโครปิเปตและบรรจุสารลงในไมโครทิวป์ คำนวณหาค่าความหนาแน่นจากสูตร จากนั้นทำซ้ำในสารรูปเจลสูตรที่ 2 และ 3 โดยทำซ้ำสูตรละ 3 ครั้ง

การวัดค่าความหนืด (viscosity) (10)

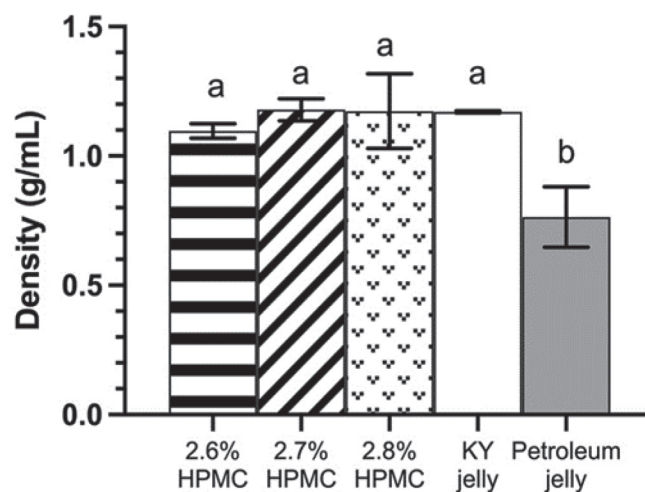
นำสารรูปเจลสูตรที่ 1 ปริมาตร 1 มิลลิลิตร ใส่ลงชุดใส่ตัวอย่าง โดยใช้เครื่องวัดความหนืดบรูคฟิลด์ ชนิดโคนและแผ่นเรียบร่วมกับหัวเข็มเบอร์ 51 (CPA-51Z) จากนั้นปรับความเร็วรอบของการหมุนให้มีค่าเท่ากับ 3 รอบต่อนาที โดยบันทึกค่าเฉลี่ยความหนืดทุก ๆ 10 วินาที เป็นระยะเวลา 5 นาที (multipoint average) ในหน่วยเซ็นติพอยส์ แล้วทำซ้ำในสารรูปเจลสูตรที่ 1-3 สูตรละ 3 ชุด ชุดละ 5 ครั้ง จากนั้นทดสอบค่าความหนืดของสารรูปเจลทั้งหมดทันทีภายหลังการผสม 1 และ 3 เดือน ที่ 25 องศาเซลเซียสและ 37 องศาเซลเซียส โดยที่ 25 องศาเซลเซียสแทนการใช้สารที่อุณหภูมิห้อง และ 37 องศาเซลเซียสแทนการใช้สารภายในช่องปาก

สถิติที่ใช้ในการเปรียบเทียบ

ใช้โปรแกรมสถิติ SPSS version 20 (SPSS Inc., Chicago, USA) ใช้สถิติ Kruskal-Wallis test และ Mann-Whitney U Test เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนืดและความเข้มข้นของสารไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลสในสารรูปเจลและเพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกายภาพกับแควยเจลลี่ โดยกำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติไว้ที่ระดับ 0.05

ผลการทดลอง (Results)

เมื่อโปรยสารกึ่งเนื้อเจลไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส (HPMC) ในระหว่างการผสมสารละลายที่ได้มีลักษณะทางกายภาพที่เปลี่ยนไป คือ มีความหนืดของสารละลายเพิ่มมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม สารรูปเจลทั้ง 3 สูตรมีลักษณะทางกายภาพที่คล้ายกัน คือ เป็นเจลใส ไม่มีสี ไม่มีตะกอน ไม่เป็นสารแขวนลอย มีความเป็นเนื้อเดียวกัน และมีกลิ่นของสารเคมีร่วมด้วย จากการทดสอบคุณสมบัติของสาร ด้วยการวัดค่าความเป็นกรด-ด่างของสารรูปเจลทั้ง 3 สูตร พบว่าอยู่ในช่วง 4.0-5.0 ส่วนการทดสอบค่าความหนาแน่น (D) ของสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักและสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลัก (petroleum jelly) แสดงผลดังรูปที่ 1



(X= oral lubricant, Y= density (g/mL))

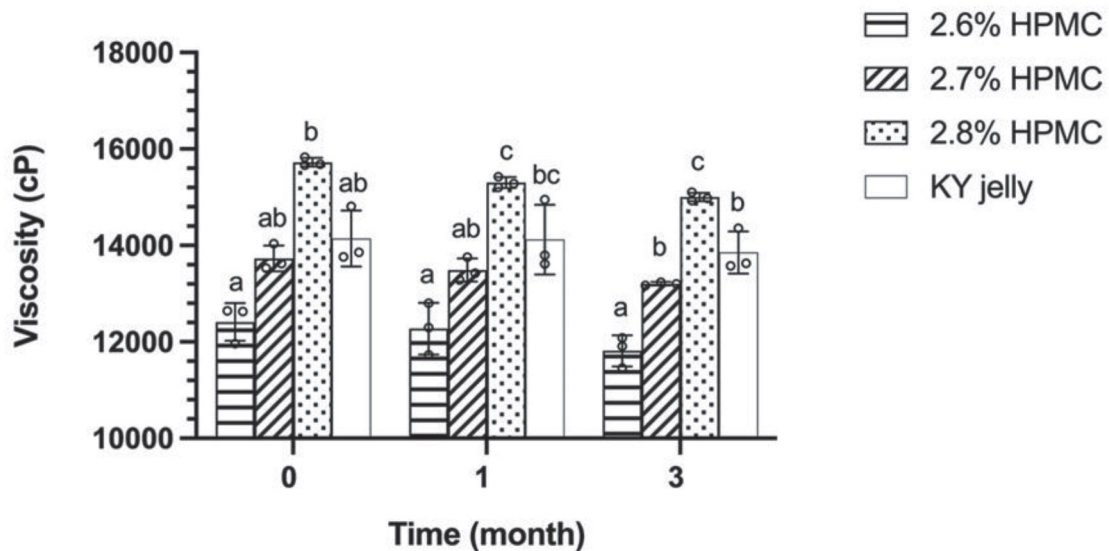
รูปที่ 1 กราฟแสดงความหนาแน่นของสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักเทียบกับสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลัก

Fig 1. Graph compared density of water-based oral lubricant and petroleum-based oral lubricant.

โดยที่แกนแนวนอนคือสารหล่อลื่นแต่ละชนิด และแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนาแน่น หน่วยเป็น กรัมต่อมิลลิลิตร (กรัม/มิลลิลิตร) กำหนดให้ตัวอักษรที่แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$) และให้ ตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบไม่มีความ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากรูปที่ 1 พบว่า สารรูปเจลทุกสูตรและสาร หล่อลื่นเควายเจลลี่มีค่าความหนาแน่นใกล้เคียงกัน คือ สารรูปเจลสูตรที่ 1 (2.6% HPMC) สูตรที่ 2 (2.7%

HPMC) สูตรที่ 3 (2.7% HPMC) และสารหล่อลื่น เควายเจลลี่ มีค่าความหนาแน่นเท่ากับ 1.097 ± 0.028 , 1.179 ± 0.43 , 1.174 ± 0.145 และ 1.170 ± 0.004 กรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ ในขณะที่สารหล่อลื่นที่มี น้ำมันเป็นองค์ประกอบหลักมีความหนาแน่นน้อยที่สุด ($D = 0.764 \pm 0.117$) และค่าความหนาแน่นของสาร รูปเจลทุกสูตรและสารหล่อลื่นเควายเจลลี่มีความ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่าความ หนาแน่นของสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบ หลัก ($p < 0.01$)



รูปที่ 2 กราฟแสดงค่าความหนืดของสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักภายหลัง การผสมทันที 1 เดือนและ 3 เดือน ที่ 25 องศาเซลเซียส

Fig. 2 Graph showing the viscosity of water-based lubricants after 1 month and 3 months of mixing at 25 °C.

โดยที่แกนแนวนอนคือระยะเวลาภายหลัง การผสมสารรูปเจล และแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนืด หน่วยเป็น เซนติพอยส์ และกำหนดให้ตัวอักษรที่ แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$) และให้ ตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบไม่มีความ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

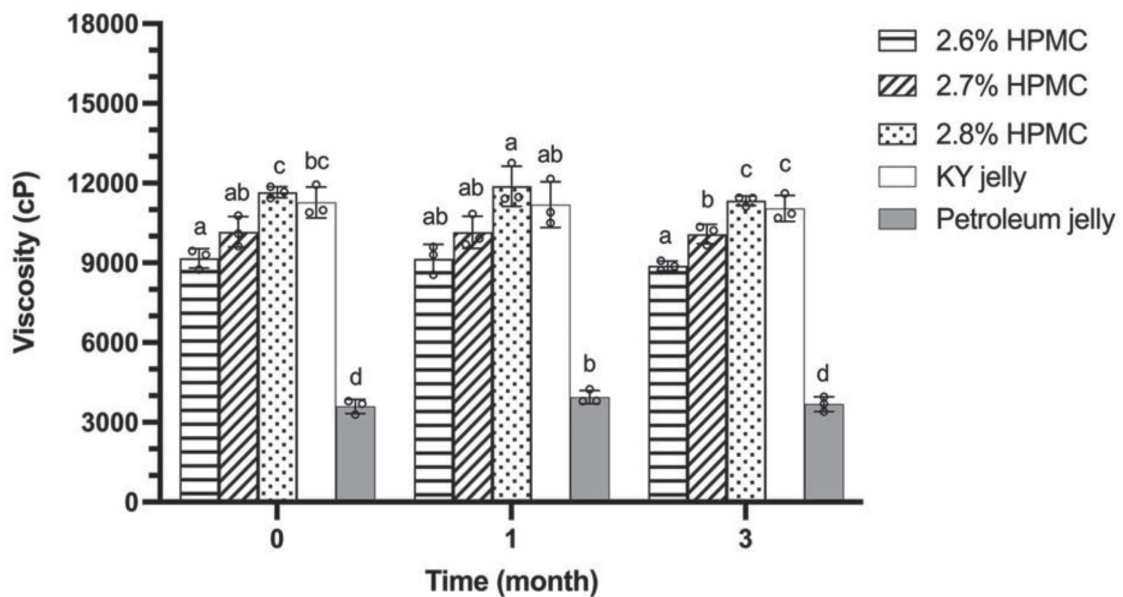
จากการทดสอบด้วยเครื่องวัดความหนืดชนิดโคน และแผ่นเรียบที่ 25 องศาเซลเซียส ภายหลังการผสม ทันที (รูปที่ 2) พบว่าความหนืดของสารรูปเจลสูตรที่ 1 มีค่าความหนืดน้อยที่สุด โดยมีค่าความหนืดเฉลี่ยเท่ากับ $12,411.78 \pm 390.87$ เซนติพอยส์ ในขณะที่สารรูปเจล สูตรที่ 2 มีค่าความหนืดเฉลี่ยเท่ากับ $13,728.88 \pm 268.45$ เซนติพอยส์ สารรูปเจลสูตรที่ 3 มีค่าความหนืดเฉลี่ย

เท่ากับ $15,725.22 \pm 91.75$ เซนต์พอยล์ และสารหล่อลื่น
 ควบเจลลี่มีค่าความหนืดเฉลี่ยเท่ากับ $14,143.25 \pm 581.42$
 เซนต์พอยล์ โดยมีค่าความหนืดของสารรูปเจลสูตรที่ 1
 ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับสารรูปเจลสูตรที่ 3
 ($p = 0.0134$) เท่านั้น และค่าความหนืดของสารรูปเจล
 สูตรที่ 2 และสารหล่อลื่นควบเจลลี่มีค่าไม่แตกต่างกัน
 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับค่าความหนืดของ
 สารรูปเจลสูตรที่ 1 หรือของสารรูปเจลสูตรที่ 3 ($p > 0.05$)

ที่ระยะเวลา 1 เดือนภายหลังการผสม ที่อุณหภูมิ
 25 องศาเซลเซียส ค่าความหนืดของสารรูปเจลสูตรที่ 1
 ยังคงมีค่าความหนืดน้อยที่สุด ($12,274.81 \pm 538.29$
 เซนต์พอยล์) และรูปเจลสูตรที่ 3 มีค่าความหนืดมากที่สุด
 ($15,303.03 \pm 114.11$ เซนต์พอยล์) โดยทั้ง 2 สูตร
 มีค่าความหนืดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ
 ($p < 0.001$) ในขณะที่ค่าความหนืดของสารรูปเจลสูตร

ที่ 2 ($13,489.80 \pm 241.45$ เซนต์พอยล์) และสารหล่อลื่น
 ควบเจลลี่ ($14,121.08 \pm 721.73$ เซนต์พอยล์) มีค่า
 ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)
 นอกจากนี้สารหล่อลื่นควบเจลลี่มีค่าความหนืด
 แตกต่างกับสารรูปเจลสูตรที่ 1 ($p = 0.005$) แต่ไม่
 แตกต่างกับสารรูปเจลสูตรที่ 3 ($p > 0.05$)

เมื่อเก็บสารรูปเจลไว้ที่ 25 องศาเซลเซียสเป็น
 เวลา 3 เดือน ค่าความหนืดของสารรูปเจลสูตรที่ 2
 ($13,205.11 \pm 35.09$ เซนต์พอยล์) และสารหล่อลื่น
 ควบเจลลี่ ($13,853.92 \pm 433.93$ เซนต์พอยล์) มีค่า
 ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)
 แต่มีค่าความหนืดแตกต่างกับสารรูปเจลสูตรที่ 1
 ($11,815.72 \pm 322.86$ เซนต์พอยล์; $p = 0.001$, $p < 0.001$
 ตามลำดับ) และสารรูปเจลสูตรที่ 3 ($15,002.14 \pm 88.34$
 เซนต์พอยล์; $p < 0.001$, $p = 0.004$ ตามลำดับ)



รูปที่ 3 กราฟแสดงค่าความหนืดของสารหล่อลื่นภายหลังการผสมทันที
 1 เดือนและ 3 เดือนที่ 37 องศาเซลเซียส

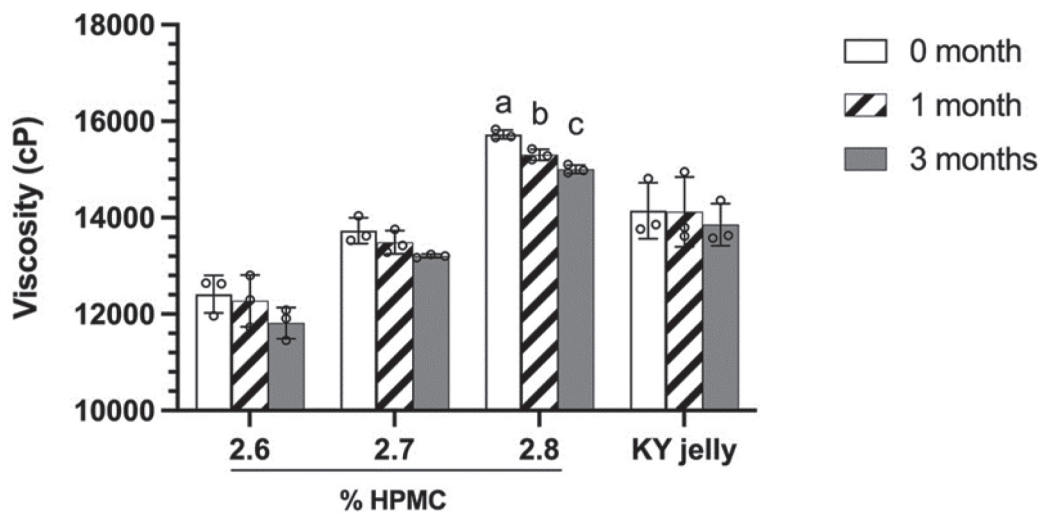
Fig. 3 Graph showing the viscosity of the lubricant immediately after mixing at
 1 month and 3 months at 37 °C.

โดยที่แกนแนวนอนคือระยะเวลาภายหลังการผสมสารรูปเจล และแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนืดหน่วยเป็น เซนติพอยส์ และกำหนดให้ตัวอักษรที่แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$) และให้ตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากการทดสอบด้วยเครื่องวัดความหนืดที่ 37 องศาเซลเซียส (รูปที่ 3) พบว่าภายหลังการผสมทันที สารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลักมีค่าความหนืดน้อยที่สุดและต่างจากค่าความหนืดของสารกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($3,597.16 \pm 266.92$ เซนติพอยส์; $p < 0.05$) นอกจากนี้ยังพบว่าสารรูปเจลสูตรที่ 3 มีค่าความหนืดมากที่สุด ($11,657.62 \pm 208.49$ เซนติพอยส์) ซึ่งไม่แตกต่างจากค่าความหนืดของสารหล่อลื่นเควายเจลลี่ ($11,270.46 \pm 577.27$ เซนติพอยส์ ; $p > 0.05$) ในขณะที่สารรูปเจลสูตรที่ 1 ($9,170.42 \pm 366.75$ เซนติพอยส์) และสารรูปเจลสูตรที่ 2 ($10,169.06 \pm 573.05$ เซนติพอยส์) มีค่าความหนืดไม่แตกต่างกัน

เมื่อเทียบค่าความหนืดของสารหล่อลื่นเควายเจลลี่กับสารรูปเจลสูตรที่ 1 พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) แต่ไม่แตกต่างกันเมื่อเทียบกับสารรูปเจลสูตรที่ 2 ($p > 0.05$)

ที่ระยะเวลา 1 และ 3 เดือนภายหลังการผสมที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส พบว่าค่าความหนืดของสารทุกตัวมีแนวโน้มเหมือนกับภายหลังผสมทันทีโดยที่ 1 เดือนภายหลังการผสม สารรูปเจลสูตรที่ 1 สูตรที่ 2 สูตรที่ 3 สารหล่อลื่นเควายเจลลี่ และสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลัก มีค่าความหนืดเท่ากับ $9,155.64 \pm 537.54$, $10,149.18 \pm 606.25$, $11,882.17 \pm 757.88$, $11,188.80 \pm 864.45$ และ $3,947.03 \pm 255.30$ เซนติพอยส์ ตามลำดับ และที่ 3 เดือนภายหลังการผสมค่าความหนืดของสารแต่ละสูตรเท่ากับ $8,886.31 \pm 180.23$, $10,079.54 \pm 364.45$, $11,337.53 \pm 183.33$, $11,050.95 \pm 489.96$ และ $3,683.39 \pm 278.03$ เซนติพอยส์ ตามลำดับ และสารรูปเจลสูตรที่ 3 และสารหล่อลื่นเควายเจลลี่มีค่าความหนืดไม่แตกต่างกันทั้งสองระยะเวลา ($p > 0.05$)

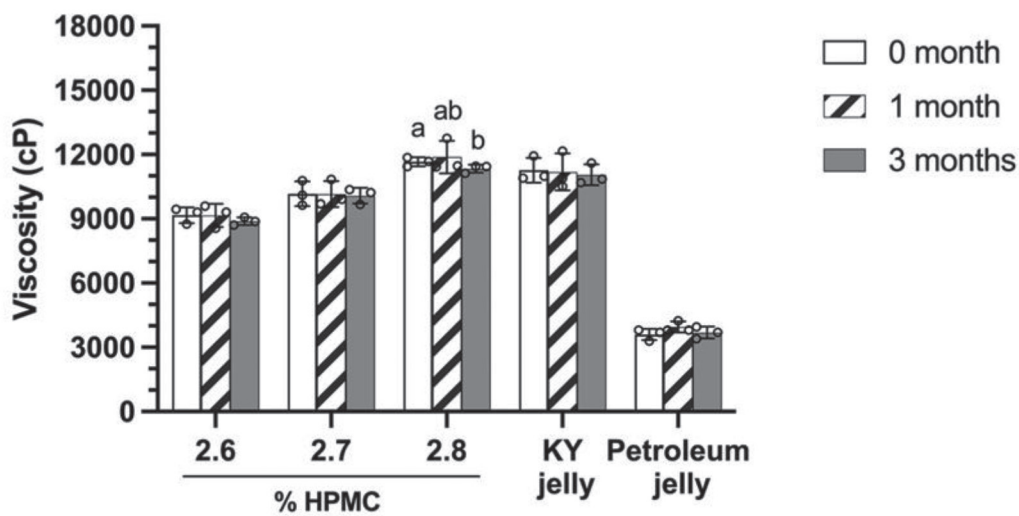


รูปที่ 4 กราฟแสดงค่าความหนืดของสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลัก ภายหลังการผสมทันที 1 เดือน และ 3 เดือน ที่ 25 องศาเซลเซียส

Fig. 4 Viscosity curve of a water-based lubricant. Immediately after 1 month and 3 months after mixing at 25 °C.

โดยที่แกนแนวนอนคือชนิดของสารหล่อลื่นและแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนืด หน่วยเป็น เซนติพอยล์ และกำหนดให้ตัวอักษรที่แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$) และให้ตัวอักษรที่เหมือนกันหรือไม่มีตัวอักษร หมายถึง กลุ่มทดสอบไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากการทดสอบด้วยเครื่องวัดความหนืดที่ 25 องศาเซลเซียส (รูปที่ 4) พบว่าสารรูปเจลทุกสูตรและสารหล่อลื่นเควายเจลลี่ ที่ระยะเวลาแตกต่างกัน มีค่าความหนืดที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ยกเว้นสารรูปเจลสูตรที่ 3 ที่ภายหลังการผสมทันที ($15,725.22 \pm 91.75$ เซนติพอยล์) 1 เดือน ($15,303.03 \pm 114.11$ เซนติพอยล์) และ 3 เดือน ($15,002.14 \pm 88.34$ เซนติพอยล์) ($p < 0.01$)

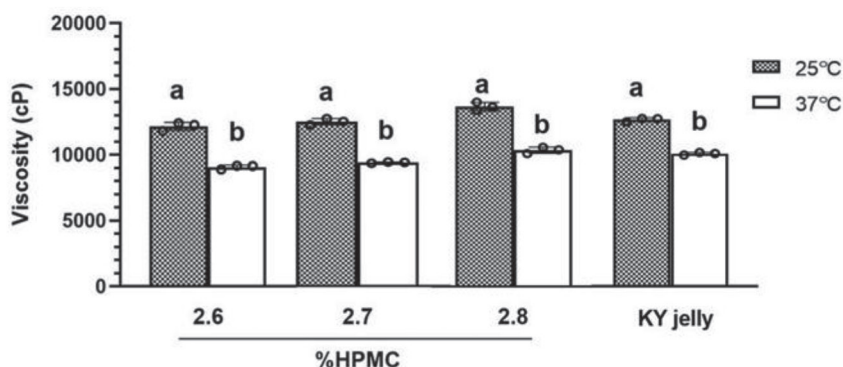


รูปที่ 5 กราฟแสดงค่าความหนืดของสารหล่อลื่นภายหลังการผสมทันที 1 เดือน และ 3 เดือน ที่ 37 องศาเซลเซียส

Fig. 5 Graph showing the viscosity of the lubricant immediately after 1 month and 3 months after mixing at 37 °C.

โดยที่แกนแนวนอนคือชนิดของสารหล่อลื่นและแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนืด หน่วยเป็น เซนติพอยล์ และกำหนดให้ตัวอักษรที่แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$) และให้ตัวอักษรที่เหมือนกันหรือไม่มีตัวอักษร หมายถึง กลุ่มทดสอบไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากการทดสอบด้วยเครื่องวัดความหนืดที่ 37 องศาเซลเซียส ระยะเวลาแตกต่างกัน (รูปที่ 5) พบว่าสารหล่อลื่นทุกชนิดมีความหนืดที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นสารรูปเจลสูตรที่ 3 ภายหลังการผสมทันที ($11,657.62 \pm 208.49$ เซนติพอยล์) และ 3 เดือน ($11,337.53 \pm 183.33$ เซนติพอยล์) ที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.041$)



รูปที่ 6 กราฟแสดงค่าความหนืดที่ 25 องศาเซลเซียส และ 37 องศาเซลเซียส ของสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักภายหลังการผสม 3 เดือน

Fig. 6 Viscosity curves at 25 °C and 37 °C of a water-based lubricant after 3 months of mixing.

โดยที่แกนแนวนอนคือชนิดของสารหล่อลื่นและแกนแนวตั้งแสดงค่าความหนืด หน่วยเป็น เซนติพอยส์ และกำหนดให้ตัวอักษรที่แตกต่างกัน หมายถึง กลุ่มทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$, $n = 3$)

จากการทดสอบสารหล่อลื่นที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักด้วยเครื่องวัดความหนืด ภายหลังการผสม 3 เดือนที่อุณหภูมิแตกต่างกัน (รูปที่ 6) พบว่าค่าความหนืดของสารทุกชนิดที่อุณหภูมิ 25 และ 37 องศาเซลเซียส มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

บทวิจารณ์ (Discussion)

การตั้งตำรับในงานวิจัยครั้งนี้เทียบเคียงคุณสมบัติสาร KY[®] Jelly เนื่องจากไม่มีสารหล่อลื่นสำหรับใช้เฉพาะในช่องปาก มีรายงานจากต่างประเทศทั้งในประเทศออสเตรเลีย (12) และสหรัฐอเมริกา (13) แนะนำให้ใช้ KY[®] Jelly เป็นสารหล่อลื่นในช่องปากของผู้สูงอายุ ทางกลุ่มผู้วิจัยจึงใช้สาร KY[®] Jelly เป็นต้นแบบในการตั้งตำรับสารในครั้งนี้ การตั้งตำรับสารหล่อลื่นชนิดใหม่สำหรับใช้ในช่องปากครั้งนี้ เปลี่ยนองค์ประกอบหลักจากน้ำมันเป็นน้ำจากการศึกษานำร่อง (pilot study) เพื่อหาสัดส่วนของสารกึ่งเนื้อเจลและสารเพิ่มความชุ่มชื้นที่เหมาะสม โดยปรับเปลี่ยนสัดส่วนการผสมสารใหม่จากการทดลองผสมสารปริมาตร 10 มิลลิลิตร

ซึ่งมีการใช้สารกึ่งเนื้อเจลหรือไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลสในสัดส่วนร้อยละ 2, 3.5 และ 5 โดยมวล (%w/w) พบว่าสูตรที่ใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 2 โดยมวล มีความหนืดที่น้อยเกินไป เมื่อเทียบกับสารหล่อลื่นควายเจลลี่ ส่วนสูตรที่ใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 3.5 และ 5 โดยมวลมีความหนืดที่มากเกินไปทำให้ไม่สามารถทดสอบความหนืดโดยใช้เครื่องวัดความหนืดบรุคฟิลด์ชนิดโคนและแผ่นเรียบได้ จึงเปลี่ยนแปลงสูตรโดยใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 2.6, 2.8 และ 3 โดยมวล ซึ่งพบว่าสูตรที่ใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 3 โดยมวล มีความหนืดที่มากเกินไปและไม่สามารถทดสอบความหนืดได้ด้วยเครื่องวัดความหนืดดังกล่าว นอกจากนี้ยังพบว่าสูตรที่ใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 2.6 และ 2.8 โดยมวล มีลักษณะทางกายภาพที่ใกล้เคียงกับสารหล่อลื่นควายเจลลี่ ดังนั้นจึงเลือกใช้สารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 2.7 โดยมวลแทน เนื่องจากสัดส่วนดังกล่าวเป็นค่ากลางระหว่างสัดส่วนการใช้สารกึ่งเนื้อเจลซึ่งมีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้ทดสอบ เพราะฉะนั้นในการทดลองนี้จึงได้ใช้สูตรที่มีสารกึ่งเนื้อเจลในสัดส่วนร้อยละ 2.6 2.7 และ 2.8 โดยมวลจากการศึกษาของ Pakorn Kraisit และคณะ ในปี 2017 (14) กล่าวว่า สารกึ่งเนื้อเจล HPMC เป็นสารกึ่งเนื้อเจลชนิดกึ่งสังเคราะห์ เป็นพอลิเมอร์ที่ชอบน้ำและมีการใช้อย่างกว้างขวางเนื่องจากเป็น

สารที่ง่ายต่อการใช้งาน มีคุณสมบัติในการสร้างแผ่นฟิล์ม (film-forming ability) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (good biocompatibility) มีคุณสมบัติยึดติดกับเยื่อเมือกได้และมีความสามารถในการดูดซับน้ำ ดังนั้น เราจึงพิจารณาใช้ HPMC เป็นสารก่อก้อนเจลในการตั้งตำรับสารรูปเจล จากการศึกษาของ Crovetto และคณะ ในปี 2016 (15) พบว่าสารกันเสียโพแทสเซียมซอร์เบตสามารถออกฤทธิ์ได้ดีในสภาวะที่เป็นกรด ซึ่งค่าความเป็นกรด-ด่างของสารรูปเจลที่ได้ตั้งตำรับขึ้นอยู่ในช่วงที่สารกันเสียชนิดดังกล่าวสามารถออกฤทธิ์ได้ แต่อาจส่งผลต่อการนำไปใช้ในช่องปาก เช่น การสึกกร่อนของฟันและการเกิดฟันผุ เป็นต้น นอกจากนี้ในการศึกษานำร่องได้มีการทดลองผสมสารรูปเจลโดยไม่ได้ใส่สารกันเสียโพแทสเซียมซอร์เบตลงไป แล้วทดสอบค่าความเป็นกรด-ด่างพบว่าอยู่ในช่วง 6.0-7.0 แต่หลังจากการผสมสารรูปเจลโดยใส่โพแทสเซียมซอร์เบต (16,17) พบว่าค่าความเป็นกรด-ด่างอยู่ในช่วง 4.0-5.0 ดังนั้นจึงควรตั้งตำรับสารรูปเจลและเลือกใช้สารกันเสียชนิดอื่นที่สามารถออกฤทธิ์ได้ในสภาวะที่เป็นกลาง เพื่อลดโอกาสการเกิดผลข้างเคียงดังกล่าว

สารรูปเจลทั้ง 3 สูตร มีลักษณะทางกายภาพที่คล้ายกัน คือเป็นเจลใส ไม่มีสี ไม่มีตะกอน ไม่เป็นสารแขวนลอย มีความเป็นเนื้อเดียวกัน ซึ่งใกล้เคียงกับสารหล่อลื่นควายเจลลี่ แต่มีความแตกต่างกันในเรื่องกลิ่นองค์ประกอบของสารหล่อลื่นควายเจลลี่ ได้แก่ น้ำกลีเซอรินไฮดรอกซีเอทิลเซลลูโลส (hydroxyethylcellulose) คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต (chlorhexidine gluconate) กลูโคโนแลคโตน (gluconolactone) เมทิลพาราเบน (methylparaben) และโซเดียมไฮดรอกไซด์ (sodium hydroxide) โดยสารก่อก้อนเจลของสารหล่อลื่นควายเจลลี่คือไฮดรอกซีเอทิลเซลลูโลส ซึ่งแตกต่างกับสารรูปเจลที่ได้ตั้งตำรับขึ้น โดยมีสารก่อก้อนเจลคือไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลส ทั้งปีโตรเลียมเจลลี่ และสารหล่อลื่นควายเจลลี่เป็นสารหล่อลื่น สารหล่อลื่นควายเจลลี่มีลักษณะเป็นสารที่ปกคลุมพื้นผิวและให้ความชุ่มชื้น มีองค์ประกอบที่เป็นสารให้ความชุ่มชื้นคือกลีเซอริน ในขณะที่ปีโตรเลียมเจลลี่ไม่มีส่วนประกอบของสารให้ความชุ่มชื้น เพียงแค่ช่วยปกคลุมพื้นผิวเพื่อคงความ

ชุ่มชื้นเท่านั้นส่วนสารรูปเจลมีการใช้สารให้ความชุ่มชื้น ได้แก่ กลีเซอริน และโพรโพลีน โกลคอล เนื่องจากโดยทั่วไปแล้วสารที่ให้ความชุ่มชื้นคือกลีเซอริน แต่จะทำให้สารละลายที่ได้มีความเหนียวมาก เราจึงใช้โพรโพลีน โกลคอลซึ่งที่ให้ความชุ่มชื้นเช่นเดียวกัน เพื่อแก้ไขเรื่องความเหนียว โดยสารทั้งคู่สามารถดูดซับน้ำได้ แต่กลีเซอรินดูดซับน้ำได้ดีกว่าโพรโพลีน โกลคอล จึงใช้ 2 ตัวนี้ร่วมกัน โดยใช้กลีเซอรินในสัดส่วน ร้อยละ 8 โดยปริมาตร และโพรโพลีน โกลคอลในสัดส่วนร้อยละ 6 โดยปริมาตรสำหรับสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลัก นำมาทดสอบด้วยเครื่องวัดความหนืดดังกล่าวเพื่อเปรียบเทียบค่าความหนืดกับสารแต่ละชนิดเฉพาะที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเท่านั้น เนื่องจากที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส เครื่องวัดความหนืดบรุคฟิลด์ชนิดโคนและแผ่นเรียบ ไม่สามารถทดสอบความหนืดได้แต่จะสามารถวัดค่าความหนืดได้ด้วยเครื่องวัดความหนืดบรุคฟิลด์ชนิดหมุน (rotational Brookfield viscometer) โดยปีโตรเลียมเจลลี่มีความหนืดค่อนข้างมาก ทำให้ปีโตรเลียมเจลลี่ถูกเหวี่ยงออกไปจากหัวเข็มขณะที่หัวเข็มหมุน จึงไม่สามารถวัดค่าความหนืดได้อย่างคงที่ นอกจากนี้ยังมีปัจจัยเรื่องขนาดของหัวเข็ม และความเร็วรอบในการวัดที่ส่งผลต่อค่า %Torque โดยขนาดของหัวเข็ม Cone spindle: CPA-51Z และความเร็วรอบ 3 RPM จะทำให้ทดสอบแล้วได้ %Torque ของสารทุกตัวที่ต้องการทดสอบที่สูงพอที่จะยอมรับได้ โดยค่าที่จะยอมรับได้คือ %Torque มากกว่า 50 อุณหภูมิของชุดใส่ตัวอย่างที่ถูกควบคุมโดยอ่างน้ำร้อน อาจทำให้เกิดความต่างของอุณหภูมิเนื่องจากมีปัจจัยจากอุณหภูมิสิ่งแวดล้อมที่แตกต่างกัน ในช่วงเวลาต่างกัน

ในการศึกษาขั้นต่อไป เนื่องจากผลิตภัณฑ์ที่ได้มีค่า pH เป็นกรด และสามารถก่อให้เกิดความระคายเคืองได้การออกแบบปรับปรุงผลิตภัณฑ์ในอนาคตว่าต้องมีการปรับให้ได้ ค่าที่เป็นกลาง ควรพัฒนาสารรูปเจลเพิ่มเติมเพื่อนำมาใช้ในทางคลินิก เนื่องจากการนำมาใช้ควรผ่านการทดสอบซาเลนจ์ (preservative effectiveness test หรือ challenge test) การทดสอบการเกาะติดกับเนื้อเยื่อรูปร่างกาย (mucoadhesive test) และทดสอบในช่องปากของผู้ป่วย เพื่อประเมิน

ประสิทธิภาพของสารกันเสียในผลิตภัณฑ์ ประเมินความเหมาะสมในการใช้งาน และประเมินความพึงพอใจของผู้ป่วยและทันตแพทย์จากการใช้งานในคลินิก แต่อย่างไรก็ตามแม้ว่าลักษณะทางกายภาพของสารรูปเจลใส ไม่มีสีซึ่งเหมาะกับการใช้งานในช่องปาก แต่มีกลิ่นคล้ายสารเคมี จึงควรจะมีการปรับแต่งกลิ่นของสารให้มีความเหมาะสมในการใช้ในช่องปากมากขึ้น รวมทั้งเก็บในบรรจุภัณฑ์ที่มีความเหมาะสมและง่ายต่อการใช้งาน

บทสรุป (Conclusion)

จากผลการทดลองพบว่าค่าความหนืดของสารรูปเจลมีค่าเพิ่มขึ้นตามสัดส่วนของสารกึ่งเนื้อเจล โดยที่สารรูปเจลสูตรที่ 3 มีค่าความหนืดมากที่สุด สารรูปเจลสูตรที่ 2 มีความหนืดรองลงมา และสารรูปเจลสูตรที่ 1 มีความหนืดน้อยที่สุด โดยความหนืดของสารทุกสูตรที่ 25 องศาเซลเซียส มีค่ามากกว่าที่ 37 องศาเซลเซียส นอกจากนี้ค่าความหนืดของสารทุกสูตรมีแนวโน้มลดลงที่เวลา 1 และ 3 เดือนภายหลังการผสม สำหรับสารรูปเจลทั้ง 3 สูตร มีลักษณะทางกายภาพที่คล้ายกัน คือ เป็นเจล ใส ไม่มีสี ไม่มีตะกอน ไม่เป็นสารแขวนลอย มีความเป็นเนื้อเดียวกัน ซึ่งใกล้เคียงกับสารหล่อลื่นเคลือบฟัน แต่มีความแตกต่างกันในเรื่องกลิ่น ส่วนความหนาแน่นของสารรูปเจลทั้ง 3 สูตร พบว่าสารหล่อลื่นที่มีน้ำมันเป็นองค์ประกอบหลักมีความหนาแน่นมากที่สุด สารที่มีค่าความหนาแน่นรองลงมาคือสารหล่อลื่นเคลือบฟัน สารรูปเจลสูตรที่ 3 สารรูปเจลสูตรที่ 2 และสารที่มีความหนาแน่นน้อยที่สุด คือ สารรูปเจลสูตรที่ 1 แต่อย่างไรก็ตาม สารรูปเจลทั้ง 3 สูตรมีความเป็นกรด-ด่าง อยู่ในช่วง 4.0-5.0 เหมือนกัน โดยพบว่าสารรูปเจลสูตรที่ 2 และสูตรที่ 3 ซึ่งมีสัดส่วนของไฮดรอกซีโพรพิลเมทิลเซลลูโลสร้อยละ 2.7 และ 2.8 ตามลำดับ สัดส่วนของสารกึ่งเนื้อเจลในช่วงดังกล่าว มีโอกาสพัฒนาต่อเพื่อใช้สำหรับการทำหัตถการในผู้สูงอายุ เนื่องจากมีลักษณะทางกายภาพและความหนืดใกล้เคียงกับสารหล่อลื่นเคลือบฟัน

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Ministry of Social Development and Human Security. The Act on the Elderly, B.E. 2546 (2003 A.D.). Bangkok: Thepphenwanis printing house; 2010.
2. Foundation of Thai Gerontology Research and Development Institute. Situation of the Thai Elderly 2016. Bangkok: Foundation of Thai Gerontology Research and Development Institute; 2017. 2559. ISBN 978-616-443-083-9.
3. Aldwin CM, Gilmer DF. Health, illness, and optimal aging : biological and psychosocial perspectives. USA: SAGE Publications, Inc. Sage Publications; 2004.
4. Bureau of Dental Health Department of Health. Interesting facts about oral health for the elderly. Nonthaburi: Agricultural Cooperative Society of Thailand Co., Ltd. printing house; 2011.
5. Benbow M. Ageing & wound healing. Journal of Community Nursing. 2010;24(5): 36-40.
6. Turner MD, Ship JA. Dry mouth and its effects on the oral health of elderly people. J Am Dent Assoc. 2007;138(Suppl):15S-20S. doi: 10.14219/jada.archive.2007.0358.
7. Srivathsa SH. Oral Ecchymosis in elderly: Senile purpura. J Indian Acad Oral Med Radiol. 2015;27(2): 331-3.
8. Jones M Jr., Fleming SA. Organic Chemistry. Study Guide, Solution Manual. W. W. Norton & Company; 2010.
9. Janna WS. Introduction to Fluid Mechanics. 5th ed. CRC Press; 2015.
10. Leblanc GE, Secco RA, Kostic M. Viscosity Measurement. CRC Press; 1999.

11. Marchiori E, Zanetti G, Mano CM, Hochegger B. Exogenous lipoid pneumonia. Clinical and radiological manifestations. *Respir Med.* 2011 May;105(5):659-66

12. Lewis A, Fricker A. Better oral health in residential care. *Staff Portfolio. Education and Training Program.* Government of South Australia; 2009.

13. Johnson VB. Evidence-based practice guideline: oral hygiene care for functionally dependent and cognitively impaired older adults. *J Gerontol Nurs.* 2012;38(11):11-9.

14. Kraisit P, Limmatvapirat S, Nunthanid J, Sriamornsak P, Luangtana-Anan M. Preparation and Characterization of Hydroxypropyl Methylcellulose/ Polycarbophil Mucoadhesive Blend Films Using a Mixture Design Approach . *Chem Pharm Bull (Tokyo).* 2017;65(3):284.

15. Crovetto A, Scholz D. Increasing the Preservative Palette: a Multifunctional Active with Natural Efficacy Against Bacteria, Yeasts and Moulds. *SÖFW journal.* 2016;142(5):2-7.

16. Gardner A. There's Potassium Sorbate in My Food — Is That Safe? [Internet]. New York: *livestrong.com*; 2020. [cited 2021 March 8]. Available from: <https://www.livestrong.com/article/353871-adverse-health-effects-of-potassium-sorbate>.

17. Announcement of the Ministry of Public Health Subject: Preservatives that may be used as ingredients in cosmetic production B.E. 2560 (2017 22 June). *Ratchakitcha Volume 134 Special Chapter 167 D, p19.*

18. Ministry of Public Health. Announcement of the Ministry of Public Health Subject: Preservatives that may be used as ingredients in cosmetic production B.E. 2560 (2017 22 June) *Ratchakitcha* [Internet]. 2017 [cited 2021 March]. 134 (Special Chapter 167 D);p-19. Available from: <http://www.ratchakitcha.soc.go.th/DATA/PDF/2560/E/167/19.PDF>. (in Thai)

ติดต่อขอความ:

รศ.ทพ.ดร.พัชรพล สำเนียง

ภาควิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง

จังหวัดพิษณุโลก 65000

โทรศัพท์ 087-6994897

อีเมล: patcharaphols@yahoo.com

Corresponding author:

Associate Prof. Dr. Patcharaphol Samnieng

Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Naresuan University, Tha Pho, Mueang, Phitsanulok District, Phitsanulok 65000, Thailand.

Tel: (668) 7699 4897

E-mail: patcharaphols@yahoo.com

Effect of Grinding Inner Surface on Biaxial Flexural Strength, Phase Analysis and Surface Roughness of Translucent Zirconia

Chalisa Wongjirasawad* Vibul Paisankobrit*

Abstract

Objective: Zirconia is generally used in dentistry. Grinding zirconia is difficult because of the high value of its surface hardness. Therefore, specific burs for grinding zirconia were created. To receive proper marginal fit, sometimes grinding a high spot at the inner surface of zirconia fixed partial denture was needed. The objective was to assess the effect of grinding inner surface on biaxial flexural strength (BFS), phase analysis and surface roughness of translucent zirconia.

Materials and Methods: Forty samples, disc-shaped translucent zirconia, were randomly divided into four groups. CT group: no grinding samples; MD group: samples were ground by medium-grit diamond burs; FD group: samples were ground by fine-grit diamond burs; and HS group: samples were ground by heatless stone burs. The burs in MD group were represented as widespread commonly used burs; meanwhile, the burs in FD and HS groups were specifically for grinding zirconia. All samples were ground for a half-minute. The BFS was tested by Universal testing machine and the results were evaluated using one-way analysis of variance Scheffé test were performed to compare BFS among the groups (p-value < 0.05)

Results: The monoclinic phase were existed in all ground zirconia groups and the roughness was raised compared with the CT group. The BFS of FD and HS group were not statistically significant differences from the CT group (p-value > 0.05). However, a significant reduction of BFS was observed in the MD group in comparison with the CT group (p-value < 0.05).

Conclusions: Clinical inner surface adjustment of translucent zirconia fixed partial dentures with specific burs (FD and HS group) had no significant reduction of the BFS. Conversely, the BFS was reduced significantly after translucent zirconia was ground by common diamond burs (MD group).

Keywords: Translucent zirconia, Grinding, Biaxial flexural strength, Surface roughness, Phase analysis

Received Date: Oct 08, 2021

Revised Date: Nov 24, 2021

Accepted Date: Mar 25, 2022

*Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakarinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd Wattana, Bangkok, 10110, Thailand.

Introduction

Due to patient's demand for esthetic and tooth-colored dentistry have increased, translucent zirconia became popular (1). It can mimic the optical properties of the natural tooth and also has good mechanical properties (2). Zirconia consists of changeable crystallographic forms and occurs in three different phases: monoclinic phase (M) stable up to 1,170 °C, tetragonal phase (T) between 1,170-2,370 °C and cubic phase (C) at above 2,370 °C (3). Conventional zirconia used in dentistry was added with 3 mol% yttria to stabilize the T-phase at room temperature called 3YTZP (4). The profit of 3Y-TZP is excellent flexural strength at 900-1,200 MPa (5), but its light transmission is limited (6).

To improve the translucency of zirconia, 4-5 mol% of yttria (4,5Y-TZP) were added to increase the quantity of cubic phase called "Translucent Zirconia" (7). The C-phase of zirconia is isotropic in different crystallographic directions, which reduces the dispersion of light that appear at grain boundaries. Consequently, the cubic zirconia presents more translucent (4). On the other hand, the flexural strength of translucent zirconia was decreased to 600-750 MPa (8).

Under the stimuli, for example grinding and airborne-particle abrasion, may create microcracks and trigger T-M phase transformation at the crack tip. The T-M phase transformation results in a local volume increase of approximately 4.4% (9), which reduces crack size and also prevents crack propagation. This mechanism is called "Transformation toughening" that strengthens the zirconia materials.

In zirconia fixed partial denture, the marginal fit should be verified. Even though using a computer-aided design and computer-aided machining (CAD-CAM) technology (10), high spots at the inner surface of restoration may occur in some cases. Grinding inner surface of zirconia restoration was needed to achieve a proper marginal fit between restoration and tooth abutment (11). Grinding exhibits a counteracting effect on the flexural strength of translucent zirconia. Either it produces a compressive stress layer on ground surface that can increase flexural strength by transformation toughening (9) or creates surface flaws that can weakening the zirconia (12).

To grind or polish zirconia, having a high grinding efficiency bur is required. Accordingly, specific grinding burs for zirconia, which have more diamond particles imprinted, have been manufactured and are presently in the market. In these burs, diamond grid is imprinted in the silicone stone, so raising the grinding efficiency and decreasing heat generation. High-speed grinding burs for zirconia are often used to grind zirconia fixed partial denture. Iseri (13) stated that when grinding zirconia with the high-speed bur, the value of flexural strength decrease become less, along with less heat production. Recently, low-speed heatless stone burs were introduced for grinding a zirconia, which claimed high grinding efficiency with less heat generation. However, there has been no explicit guideline to choose a suitable bur for grinding inner surface of translucent zirconia restoration, therefore the researcher mimicked the use of grinding inner

surface in clinical practice by choosing medium-grit diamond burs, fine-grit diamond burs, and heatless stone burs for grinding translucent zirconia. Fine-grit diamond burs and heatless stone burs represent the dedicated specific zirconia-grinding burs, while medium-grit diamond burs are generally used and accessible in the dental clinic. The aim of this research is to provide a practical guideline on choosing the proper bur for grinding inner surface of translucent zirconia fixed partial denture. The null hypothesis is there are no differences in biaxial flexural strength of translucent zirconia ground with different burs.

Materials and Methods

1. Sample Preparation

The sample size was calculated by two dependent means equation (14) according to prior study(15), total sample size is at least thirty-three samples. Forty disc-shaped samples were manufactured according to ISO 6872 (16). The samples were designed and milled by CAD-CAM (VHF S2, VHF, Germany) using 4Y-TZP Katana™ STML Zirconia block in A3 color (Kuraray Noritake Dental, Japan). The zirconia's properties and components used in this research are listed Table1 After that, the samples were sintered

(Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel) according to the manufacturer's instruction (heat rate 1:10 °C/min up to 1,550 °C; hold for 2 hours, followed by slow cooling 1:10 °C/min down to room temperature).

The dimensions of the samples were 15 ± 0.1 mm in diameter and 1.2 ± 0.1 mm in thickness. The samples were cleaned with ultrasonic cleaner (5210, Branson, Germany) for thirty seconds. The diameter and the thickness of the samples were measured using a digital micrometer (Park tool, USA). Forty samples were randomly divided into each of the four groups being three groups for different grinding burs (Fig 1.) and one control group as follows. CT group (control group): no grinding samples; MD group: samples were ground by medium-grit round shaped diamond burs (grit size 90-106 μm , Jota, Switzerland); FD group: samples were ground by fine-grit rugby shaped diamond burs (grit size 38-45 μm , Jota, Switzerland); and HS group: the samples were ground by flame shaped heatless stone burs (grit size 44-74 μm , Jota, Switzerland). The burs in the FD and HS groups were particularly for grinding zirconia while the burs in the MD group were represented as widespread commonly used burs.

Table 1. Properties and components of Katana™ STML zirconia block.

Properties	
Fracture toughness (MPa(m) ^{1/2})	3.2
3-point flexural strength (MPa)	784
Modulus of elasticity (GPa)	200-210
Vickers hardness	1,300
Sintering density (g/cm ³)	6.4
CTE (10 ⁻⁶ /K)	9.8 ± 0.2
Translucency (%) (Sample thickness 0.5 mm)	38
Components (Wt%)	
Phase composition	Cubic mainly
ZrO ₂ + HfO ₂	88-93
Y ₂ O ₃ + HfO ₂	7-10
Other oxides	0-2

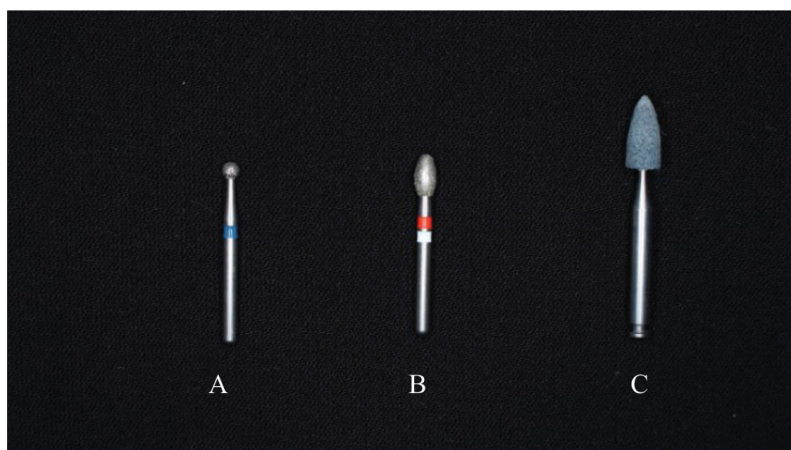


Fig 1. Burs.

(A) Medium-grit diamond bur, (B) Fine-grit diamond bur, (C) Heatless stone bur.

2. Define Grinding Area

A translucent acrylic lid was formed by CAD-CAM in the same size as the specimen with a 7 mm diameter space at the center to pinpoint the grinding area. Using putty silicone

as the base to make a specimen stable while in the grinding process. Put the acrylic lid on top of the specimen and mark the grinding area with a pencil then remove the acrylic lid (Fig 2.).

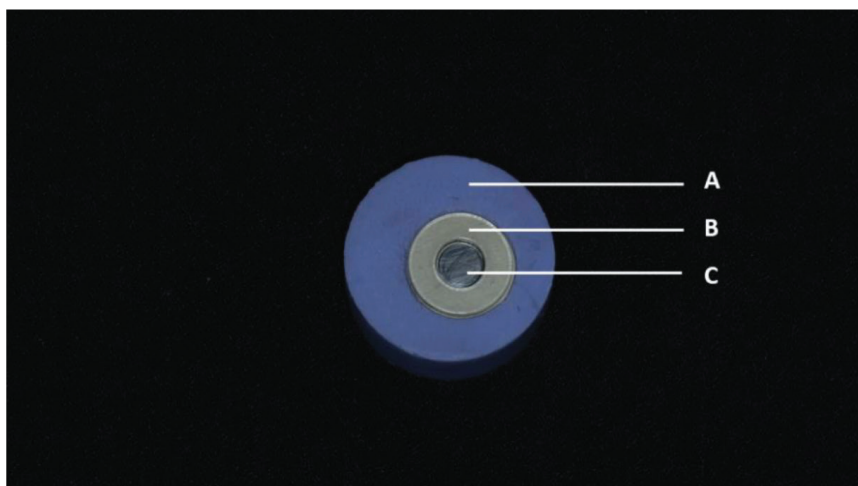


Fig 2. Define Grinding Area.

(A) Putty Silicone, (B) Acrylic Lid, (C) Grinding Area.

3. Grinding

Grinding was achieved by a well-trained operator using a high-speed handpiece (Twin-Power PAR-4HX-O, J.Morita, Japan) at 370,000 rpm under water cooling for MD and FD groups. For HS group, use a low-speed handpiece (J.Morita, Japan) at 42,000 rpm without water cooling. Translucent zirconia discs were ground with side of the bur aligned parallel to the disc surface and the bur moved in same direction for a half-minute under gentle pressure until the pencil mark were eliminated. To secure stability during grinding, the samples were set in a putty silicone and operator's finger rest on it. Replaced

the burs after grinding of every fifth samples to preserve a steady amount of grit (17-19). All samples were ultrasonically cleaned for 10 minutes. Randomly pick up one specimen from each group to observe the surface of zirconia under the stereo microscope (SZ 61, Olympus, Japan) at 25x magnification.

4. Surface Roughness Test

The non-contact surface roughness tester (Infinitefocus SL, Alicona, Austria) was used to determine the average surface roughness (Sa) for one specimen of each group at 50x magnification.

5. Phase Analysis Test

Randomly choose another specimen of each group to identify the percentage of crystalline phases of the zirconia, using an X-Ray Diffractometer (XRD; Bruker, D8, Germany). Data was collected in a Bragg-Brentano assembly on 2θ ranges between 10 to 65 degrees with a step size of 0.5 degrees in continuous mode for one minute. The percentage of crystalline phases were calculated using the method established by Garvie and Nicholson (20).

6. Biaxial Flexural Strength (BFS) Test

All samples were subjected to a BFS test by the Universal testing machine (Instron 8872, Instron, UK) at a crosshead speed of 0.5 mm/min, the load to failure was recorded for each disc and BFS was computed using the equations according to ISO 6872 (16).

7. Statistical analysis

The statistical analysis of BFS was performed by SPSS statistic 23 (IBM®). Means and standard deviations of BFS were calculated. After that, the normality and the homogeneity of variance were tested. The data of the experiments

were statistically analyzed by one-way analysis of variance. The Scheffé test was used to evaluate the statistical significance among groups (p -value ≤ 0.05).

Results

The stereo microscope (Fig 3.) showed that all grinding groups created an irregular surface. MD group; zirconia ground with medium-grit diamond burs; introduced the most obvious deep and irregular scratches (Fig 3.B) followed by FD group; zirconia ground with fine-grit diamond burs which presented shallow scratches (Fig 3.C). In HS group; zirconia ground with heatless stone burs; had no noticeable surface scratch (Fig 3.D). The values of average surface roughness (S_a) were presented in Table 2; MD group had the highest value of S_a (1,635 μm) followed by FD group (807 μm) and HS group (472 μm). The S_a of all the grinding groups was higher than the control group (394 μm). XRD, as follows in Table 2, showed that all the grinding groups presented the M-phase while there was an absence of M-phase in the control group which C-phase was mainly presented.

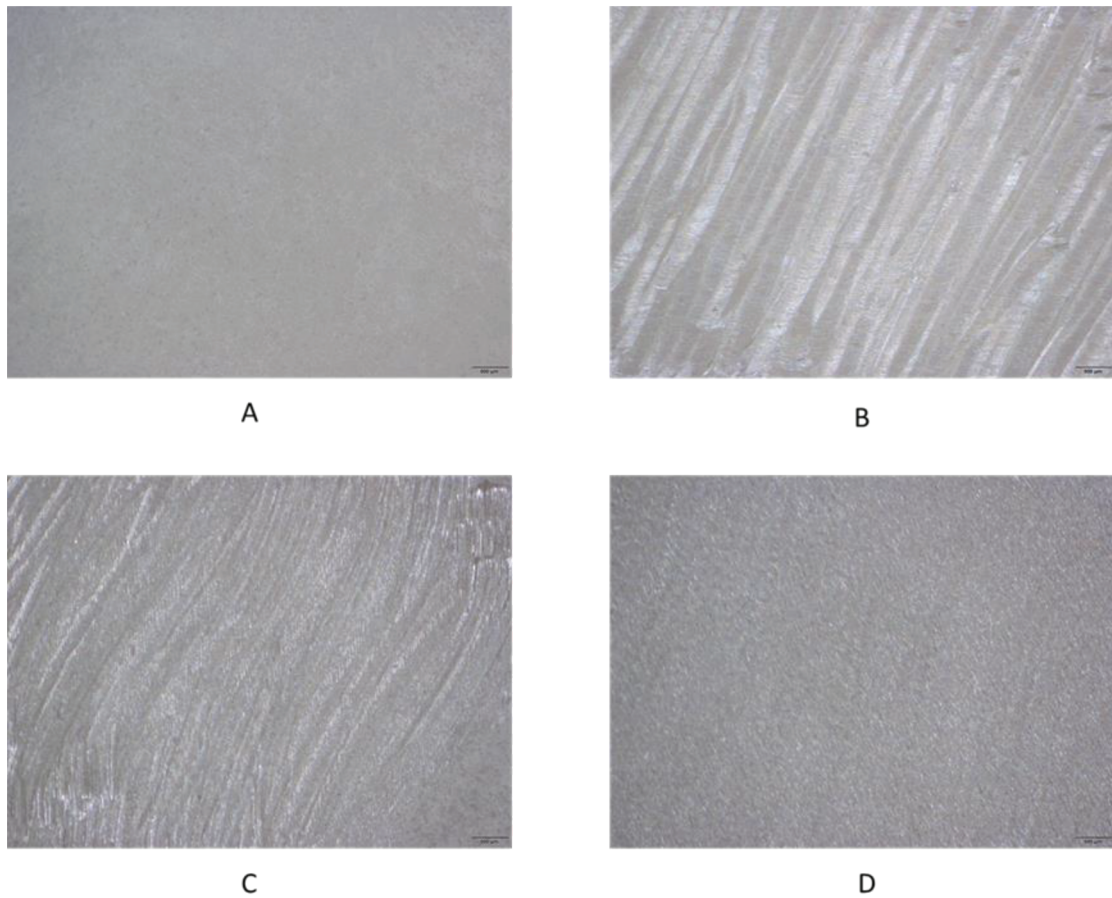


Fig 3. Surface of the samples
(A) CT group, (B) MD group, (C) FD group, (D) HS group.

Means and standard deviations of BFS (MPa) of all groups are presented in Table 3. The results from the Shapiro-Wilk test showed that the BFS values were normally distributed ($p > 0.05$). Using Levene's test to examine the homogeneity of variances. One-way analysis of variance showed a significant difference among groups. Scheffé test showed that zirconia in MD

group had the lowest mean BFS (392.05 ± 81.87 MPa) with significantly different from the control group (534.50 ± 70.64 MPa) and HS group (503.86 ± 63.55 MPa). Meanwhile, zirconia in FD group (457.49 ± 56.83 MPa) and HS group had no significantly different BFS compared with the control group as follows in Table 3.

Table 2. The results of the average surface roughness (Sa) and phase analysis tests.

Group	Sa (μm)	Phase Analysis (%)		
		C-phase	T-phase	M-phase
CT	394	58.75	41.25	-
MD	1,635	38.36	59.11	2.53
FD	807	35.40	62.31	2.29
HS	472	33.63	63.77	2.61

Table 3. The results of biaxial flexural strength (BFS) test.

Group	BFS		Group	BFS		Mean Difference	p-value
	Mean	SD		Mean	SD		
CT	534.50	70.64	MD	392.05	81.87	142.45	0.001*
			FD	457.49	56.83	0.119	
			HS	503.86	63.55	30.64	
MD	392.05	81.87	FD	457.49	56.83	65.44	0.230
			HS	503.86	63.55	111.82	
FD	457.49	56.83	HS	503.86	63.55	46.38	0.526

Post hoc analysis: Scheffé, * = The mean difference is significant (p-value < 0.05)

Discussion

Grinding translucent zirconia is difficult because of the high value of its hardness. Nowadays, there is no definite instruction of grinding zirconia and choosing the burs even though sometimes grinding inner surface of zirconia restoration was needed to fit in the abutment. Medium-grit diamond burs, fine-grit diamond burs and heatless stone burs were chosen for grinding translucent zirconia because these burs are widely used in the practical dental clinic.

Surface appearance under the stereo microscope showed that grinding translucent zirconia with common diamond burs, medium-grit diamond burs, created deep and sharp scratches. Meanwhile, grinding with specific burs, fine-grit diamond and heatless stone burs, presented shallow scratches. This research showed that all ground zirconia had higher surface roughness than the control group in accordance with previous studies which study in conventional zirconia (3Y-TZP)(15,17,21). Due to the common use of burs for grinding zirconia in dental clinic, the different

shape of burs was chosen in this research. According to Nadin, et al. (22) stated that polishing zirconia with different shapes of burs produced statically similar surface roughness values. Specific burs for grinding zirconia show the lower value of roughness; Sa in group FD = 807 μm and HS group = 472 μm , compared to common diamond burs in MD group; Sa = 1,635 μm corroborates with Chavali, et al. (23), which stated that due to the numerous of diamond particles were imprinted in the specific diamond burs for zirconia, grinding or polishing 3Y-TZP with specific diamond burs for zirconia had more efficiently than common diamond burs for ceramics. Surface roughness of ground translucent zirconia might play a crucial role in the strength of materials, Flury, et al. (24) revealed that surface roughness has a significant negative correlation with flexural strength consistent with this research; the higher surface roughness, the lower flexural strength (Table 2 and 3). However, Wang, et al. (25) focused on deep and sharp flaws that effect flexural strength more than the average surface roughness, deep and sharp defects act as areas of stress concentration and can be the weak point of zirconia materials which may lead to catastrophic failure during loading.

M-phase was detected in all ground specimen groups whereas it was absent in the control group as same as prior studies that used conventional zirconia (26-28). Kosmac, et al. (29) revealed that M-phase had a direct variation toward the decrease of BFS unlike the result of this research, which showed that the highest M-phase was found in HS group, but it also had the highest BFS as well. This may be since only one specimen was randomly assigned to XRD.

Due to irradiating X-rays beam may impact the specimen in the core material, which is deeper than the ground layer. Therefore, the result of M-phase in each group may not represent its value in the ground surface. Nevertheless, Gabriel R. Hatanaka et al. found M-phase in all grinding groups and the quantity of % M-phase had no correlation with decreasing of flexural strength same as this research.

In this research, BFS of grinding translucent zirconia (4Y-TZP) with specific burs (FD and HS group) had no significant differences from the control group ($p\text{-value} > 0.05$). Meanwhile, translucent zirconia ground with common diamond burs, medium-grit diamond burs, had significantly decreased BFS compared to the control group ($p\text{-value} < 0.05$). Accordingly, the null hypothesis was rejected. Grinding can create flaws, as shown in this research, depending on the bur's roughness, grinding force, temperature, rotation speed, and volume of M-phase (30). These flaws or cracks can spread into the bulk of translucent zirconia (31), resulting in decreasing its BFS when the crack level is deeper than the compressive layer of estimate 15 to 20 μm (27,32). Nevertheless, the BFS of zirconia depends on the equilibrium between the increased BFS by transformation toughening mechanism and the decrease in these properties owing to the grinding defections (33). In accordance with Kyung-Rok Lee, et al (28) stated that grinding 3Y-TZP with specific burs for zirconia does not significantly decrease BFS compared with the control group while grinding 3Y-TZP with common burs for ceramics significantly decreased BFS. Also, there is M-phase detected in all grinding groups but it was absent in the control group.

Conclusion

Grinding inner surface of translucent zirconia, 4Y-TZP, with specific burs for zirconia (FD and HS group) did not significantly decrease BFS. However, BFS of translucent zirconia ground by widespread commonly used diamond burs (MD group) was decreased significantly compared to the control group.

Acknowledgments

The authors would like to thank Dental Materials R&D Center, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University for providing the research facilities. This research was supported by Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University fund.

Conflict of interest

The authors claim that there is no conflict of interest in this research.

References

- Ghodsi S, Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018;26(2):62-74.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
- Kisi EH, Howard CJ. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Eng Mater.* 1998;153-154:1-36.
- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):132-7.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater J.* 2004;20(5):449-56.
- Fernández-Fairén M, Sala P, Gil F. Failures of yttria-stabilised tetragonal zirconia: 52 retrieved ceramic femoral heads of total hip prostheses. *Biomed Mater Eng.* 2006;16(6):415-22.
- Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J.* 2014;33(5):591-8.
- McLaren EA, Lawson N, Choi J, Kang J, Trujillo C. New high-translucent cubic-phase-containing zirconia: Clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compend Contin Educ Dent.* 2017;38(6):e13-6.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56(Suppl 1):84-96.
- Touati B. Innovative dental ceramics: expanding the material alternatives. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005;17(5):357-8.
- Kosmač T, Čedomir O, Ljubo M. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc.* 2008;28(5):1085-90.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005;33(1):9-18.

13. İşeri U, Ozkurt Z, Yalnız A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012;107(5):309-15.
14. Lemeshow S, Hosmer DW, Klar J, Lwanga SK. Adequacy of sample size in health studies. Chichester: Wiley; 1990.
15. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):626-31.
16. International Organization for Standardization, Technical Committee ISO/TC 106, Dentistry. Dentistry: Ceramic Materials (ISO 6872:2015). European Committee for Standardization; 2015.
17. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195-206.
18. Karakoca S, Yılmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;91(2):930-7.
19. Botelho MG, Dangay S, Shih K, Lam WY. The effect of surface treatments on dental zirconia: An analysis of biaxial flexural strength, surface roughness and phase transformation. *J Dent.* 2018;75:65-73.
20. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972;55(6):303-5.
21. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent.* 2015;43(1):133-9.
22. Al-Haj Husain N, Özcan M. A study on topographical properties and surface wettability of monolithic zirconia after use of diverse polishing instruments with different surface coatings. *J Prosthodont.* 2018;27(5):429-42.
23. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of different polishing systems and speeds for dental zirconia. *J Prosthodont.* 2017;26(5):410-8.
24. 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(6):617-24.
25. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater J.* 2008;24(5):633-8.
26. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J.* 2008;27(3):408-14.
27. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LMG, Reis JMDSN, Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *J Prosthet Dent.* 2017;118(1):61-8.
28. Lee KR, Choe HC, Heo YR, Lee JJ, Son MK. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(2):137-43.
29. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999 ;15(6):426-33.
30. Hjerpe J, Närhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):577-83.

31. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002;81(7):487-91.

32. İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E, Küçükoğlu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J.* 2010;21(6):528-32.

33. Denry I, Holloway J. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;76(2):440-8.

Corresponding author:

Dr.Vibul Paisankobrit

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakarinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd Wattana, Bangkok, 10110, Thailand.

Tel: (662) 649 5000 # 15112

E-mail: vibul@g.swu.ac.th

Effect of Different Mechanical Properties of Core Build-up Materials on the Root Furcation of A Severely damaged Primary Molar: A Finite Element Analysis

Nuttha Suwannasri* Kunyawan Thaugwilai** Paired Singhatanadgid** Nichamon Chaianant* Weerachai Singhatanadgit* Piyaporn Pultanasarn*

Abstract

Objectives: To assess the von Mises stress and stress distribution pattern on the root furcation of a severely damaged primary molar restored with different core build-up materials and stainless-steel crown (SSC).

Materials and Methods: The finite element analysis was used to investigate stresses induced in the tooth structures included a sound primary molar and severely damaged primary molars restored with four different core-build up materials, including flowable composite core build-up, bulk-fill resin composite, RMGIC and nano-RMGIC. The maximum von Mises stress was used to represent the internal load induced in the model.

Results: Overall maximum von Mises stresses was the highest in the sound tooth. However, when focusing on apico-cervical aspect, all restored primary molars showed higher maximum von Mises stress than the sound tooth. The stress distribution pattern of each group was similar, except for the nano-RMGIC group that showed high stress concentrated at the tooth furcation and the buccal aspect of the root furcation. From the ratio of its tensile strength and the maximum von Mises stress, the nano-RMGIC possessed the highest fracture resistance, followed by bulk-fill composite, RMGIC and flowable composite core group, respectively.

Discussion: Although nano-RMGIC possessed the highest fracture resistance, it showed an unfavorable stress distribution pattern, which caused high stress at the root furcation. The bulk-fill composite possessed not only high fracture resistance but also favorable stress distribution.

Conclusion: The present study introduces crucial information that could lead to an alternative treatment for severely damaged primary molar. Our findings recommend bulk-fill composite as a potential core build-up material.

Keywords: Crown, Finite Element Analysis, Tooth, Deciduous, Molar

Received Date: Oct 07, 2021

Revised Date: Nov 24, 2021

Accepted Date: Mar 30, 2022

*Faculty of Dentistry, Thammasat University, 99 Moo18 Phahonyothin Road, Klong Luang, Pathumthani, 12120, Thailand.

**Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Phayathai Road, Pathumwan, Bangkok, 10330, Thailand.

Introduction

Early childhood caries (ECC) is still one of the important public health problems among the Thai children population. According to the eighth Thailand National Oral Health Survey in 2017 revealed the prevalence of dental caries, 52.9% of children aged three years old and 75.6% of children aged five years old (1). The result showed that the prevalence of dental caries in primary dentition is still high. ECC has several negative impacts on a child's dental and general health (2). The common treatment option for severely damaged primary teeth (complete loss of clinical crown) is extraction, which results in premature loss of primary teeth. Early loss of primary teeth might develop morphological, functional and psychological problems (3). Although the space maintainer appliance can be utilized to prevent premature space loss, several deliberations, such as close monitoring, well cooperation between patient and parent and good oral hygiene, are required (4). To prevent tooth extraction and the adverse consequence, pulp treatment and a core build-up in severely damaged primary teeth with stainless steel crown (SSC) could be an alternative treatment option.

An extensive carious lesion in the primary molar is challenging for management. The gold standard treatment option for severely damaged primary molars is stainless-steel crowns (SSCs). Several studies reported clinical success of using SSCs in a pediatric patient (5). It is a cost-effective treatment, decreases the risk of secondary caries, and eases handling (6), especially for treatment under sedation and general anesthesia (7,8). However, SSCs failures could usually be attributed to either crown perforation or crown loss as a

result of cement wash out (9,10). Our previous *in vitro* study has shown that restoring severely damaged primary posterior teeth (complete loss of the clinical crown) with a flowable composite core build-up (MultiCore[®], Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) is possible and help increase fracture resistance. The fracture load is ten times higher than the physiologic chewing force (11). However, the failure mode of prepared teeth appeared to be a non-restorable fracture at the root furcation. The failure at root furcation was shown by finite element analysis (FEA) to be associated with a high-stress concentration at the floor of pulp chamber and the root furcation (11,12). These may be due to the biomechanical nature of the tooth restored using the high modulus MultiCore[®] as the core-build up material.

Core build-up materials have long been shown to be beneficial for restoring severely destructed permanent teeth and, to a lesser extent for primary teeth (11,13,14). These can be divided into three main categories: 1) metal-based materials such as amalgam and casting alloy, 2) resin composite materials such as MultiCore[®], and 3) resin-modified glass ionomers (RMGI) (15-17). For restoring severely damaged teeth, the mechanical properties of the core build-up materials is one of the key factors in the success of the restored tooth (18). To minimize stress concentration at the root furcation of a severely damaged primary tooth, a core material used should have an elastic modulus close to that of dentin (19). So, the occlusal stress is evenly distributed on the remaining tooth structure, particularly the furcation dentine. It has also been suggested that the mechanical properties of core material are not the only factor that influences

the fracture resistance of the restored teeth. Core build-up material should also be bonded with the root dentine to obtain stabilized restoration that helps decrease the risk of dislodging and prevent root furcation fracture (20). In conclusion, various properties of the core build-up material above mentioned participating in tooth resistance to the fracture.

Consequently, four core build-up materials that have different biomechanical properties, including elastic modulus and tensile strength, were used in this study. Besides different biomechanical properties, working with pediatrics patients has unique characteristics which may need a material that is easy to manipulate, utilize less clinical chair time and decrease moisture sensitivity (21,22). Therefore, apart from flowable composite core build-up (MultiCore[®], Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), another three different types of material, commonly used in a pediatric clinic, including bulk-fill resin composite (Filtek[™] Bulk Fill, 3M ESPE, USA), RMGIC (Fuji II LC[®], GC, Japan) and nano-RMGIC (Ketac[™] Nano, 3M ESPE, USA) were chosen in this study.

Finite element analysis, which is a well-established numerical method used in engineering applications, was adopted in this study. In the finite element procedures for stress analysis, a solid model of the tooth structures of interest is discretized into a small domain called “element”, which is connected to other elements at the nodes. Boundary conditions which include boundary constraints and load conditions, are pre-assigned to the simulated model. Displacement, strain and stress on the elements can be determined from the set of algebraic equations and applied boundary conditions.

To determine the effect of different mechanical properties of various core build-up materials on the root furcation fracture of a severely damaged primary molar, this study assessed the von Mises stress and stress distribution pattern of the materials frequently used in pediatric dentistry. Finite element analysis of the SSC-restored primary molar, using four dental materials with different elastic modulus and tensile strength as core build-up materials, was performed.

Materials and Methods

In this investigation, stresses induced in the tooth structures were determined and compared between each case of the study. The tooth used in this study included a sound primary molar and a severely damaged primary molar (complete loss of clinical crown) with SSC restorations (11). For the cases of a restored molar, core-build up materials used in the model were flowable composite core build-up (MultiCore[®], Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), bulk-fill resin composite (Filtek[™] Bulk Fill, 3M ESPE, USA), RMGIC (Fuji II LC[®], GC, Japan) and nano-RMGIC (Ketac[™] Nano, 3M ESPE, USA). These core build-up materials possessed different elastic modulus (ranging between 4000-16,000 MPa) and tensile strength (ranging between 40-75 MPa) (11,23-26).

The finite element model was obtained from the CT-scanned images of a sound primary molar from previous study (11). The scanned images were processed and cleaned using Catia V5 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) and an open-source program Blender (<https://www.blender.org/>), which are computer-aided

design software, to delete and reconstruct the defective parts of the image. The software was also used to generate the restored primary molar model by substituting the upper part of the tooth with the re-constructed SSC and core-build up materials. The outer boundaries of the sound primary molar and the restored primary molar are identical so that the stress analysis from the finite element program can be compared.

Complete solid model of sound and restored primary molars were then converted to finite element model using meshing function of the ANSYS v.18 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) finite element program. Convergence studies were conducted to ensure that the models were meshed independently and the obtained stresses were converged. In this study, a tetrahedron element was chosen with an element size of 1 mm in the bone, 0.1 mm in PDL, and 0.3 mm in other parts of the model. A smaller element was

required in the PDL so that stresses in the PDL region were accurately achieved. Since models were comprised of various components, types of contact between each component must be identified to acquire a more accurate solution. In this study, all interfaces were set to be bonded as described in previous study (11).

All components of the tooth models were supposed to be isotropic and homogeneous. Materials properties required in the FEA, including Young's modulus and Poisson's ratio, were shown in Table 1 (11,23-26).

With the applied 100N static occlusal loads perpendicular to occlusal surface, and prescribed boundary conditions described in previous study (11), mechanical responses in terms of displacement, stress and strain were determined. In this study, stress components in the model were of interest. They were used to calculate von Mises stress, which is defined as;

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2} \left[(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 \right] + 3(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{31}^2)}$$

σ_v is von Mises stress

σ_x , σ_y and σ_z are the direct stress components at the point of interest

τ is the shear stress component

Based on the maximum distortion energy theory, von Mises stress can be used to represent the internal load induced in the model. A model with a higher von Mises stress is likely to

fail before that with a lower value of von Mises stress. So, in this study, von Mises stress in the models with different core materials were compared.

Table 1. Properties of tooth structures and dental restorative materials used in FEA.

Materials	Elastic Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Tensile strength (MPa)
Enamel	84,100	0.20	-
Dentine	18,600	0.31	-
Pulp	2	0.45	-
PDL	68.90	0.45	-
Cortical bone	13,700	0.30	-
Spongy bone	1,370	0.30	-
Zinc oxide eugenol	2,140	0.28	-
SSC	200,000	0.33	-
Cement	10,860	0.30	-
Flowable composite core (MultiCore [®])	16,000	0.26	50.60
Bulk-fill composite core (Filtek TM Bulk Fill)	13,460	0.18	41.10
RMGIC core (Fuji II LC [®])	10,860	0.30	45.00
Nano RMGIC Core (Ketac TM Nano)	4,000	0.44	55.00

Results

In the sound tooth, the overall maximum von Mises stress was approximately 230 MPa, and it possessed an evenly distributed stress pattern (Fig. 1A). However, higher overall maximum von Mises stresses between 282 and 285 MPa were observed in severely damaged primary

molars restored with different core-build up materials and SSC placement (Fig. 1B-1E). Similar stress distribution in these restored tooth models was noticed but their distribution patterns appeared to be less even compared with that of the sound tooth.

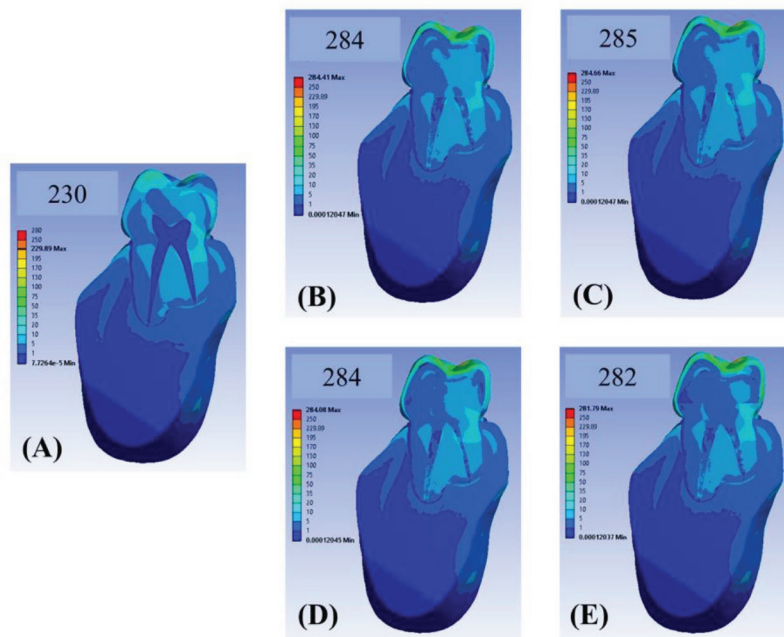


Fig.1. Finite element analysis showing overall maximum von Mises stress and stress distribution in the sagittal plan of a sound tooth (A) and SSC restorations using the following materials as core-build up materials: flowable composite core (B), bulk-fill composite (C), RMGIC (D) and nano-RMGIC (E). The numbers shown are maximum von Mises stress in MPa. Color ranged from blue to red indicated the lowest to the highest von Mises stresses.

The results further showed that in the sound tooth, the maximum von Mises stress at apico-cervical aspect was approximately 56 MPa. The stress concentration was found at its linguo-cervical area but not involving its furcation (Fig. 2A). However, much lower maximum von Mises stresses were observed in severely damaged primary molars restored with different core-build up materials and SSC placement (32-36 MPa)

(Fig. 2B-2E). It is noteworthy that the stress distribution pattern of the flowable composite core (Fig. 2B), bulk-fill composite (Fig. 2C) and RMGIC (Fig. 2D) groups appeared to be similar to that of the sound tooth group, but the stress concentration in the nano-RMGIC group was observed at the linguo-cervical area and involving the tooth furcation (the red arrow in Fig. 2E).

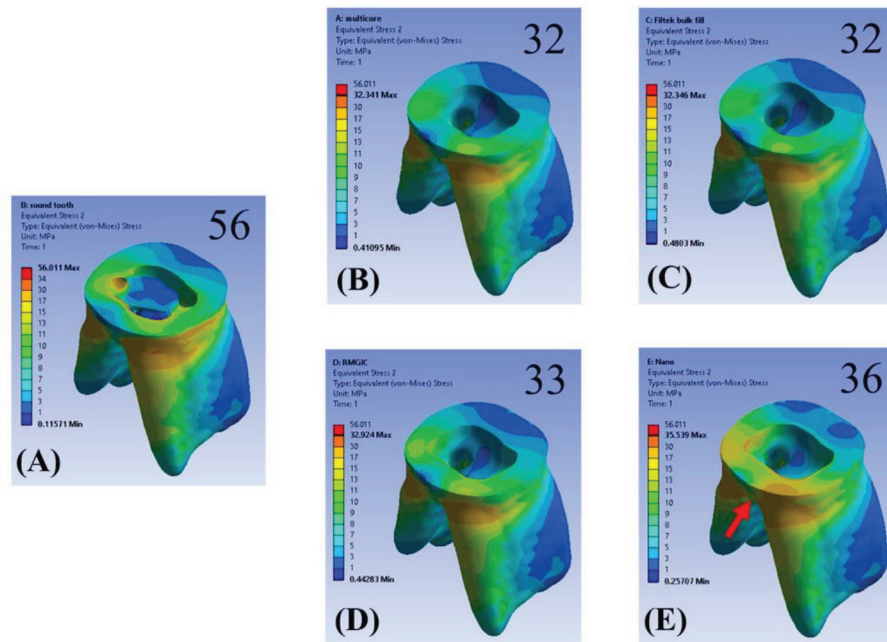


Fig.2. Finite element analysis showing maximum von Mises stress and stress distribution (apico-cervical aspect) in the tooth structure of a sound tooth having similar tooth structure to other groups (A) and in the remaining tooth structure of the severely damaged primary molar with SSC restorations using the following materials as core-build up materials: flowable composite core (B), bulk-fill composite (C), RMGIC (D) and nano-RMGIC (E). The numbers shown are maximum von Mises stress in MPa. Color ranged from blue to red indicated the lowest to the highest von Mises stresses.

Stress distribution at the pulpal floor dentine of each sample was shown in Fig. 3 revealing a clear stress concentration at the pulpal floor dentine of the nano-RMGIC group. The results also demonstrated the highest stress

concentration on the pulpal floor dentine of the nano-RMGIC group (pale orange line in Fig. 3F). Again, the sound tooth group had the lowest stress at the pulpal floor dentine (blue line in Fig. 3F).

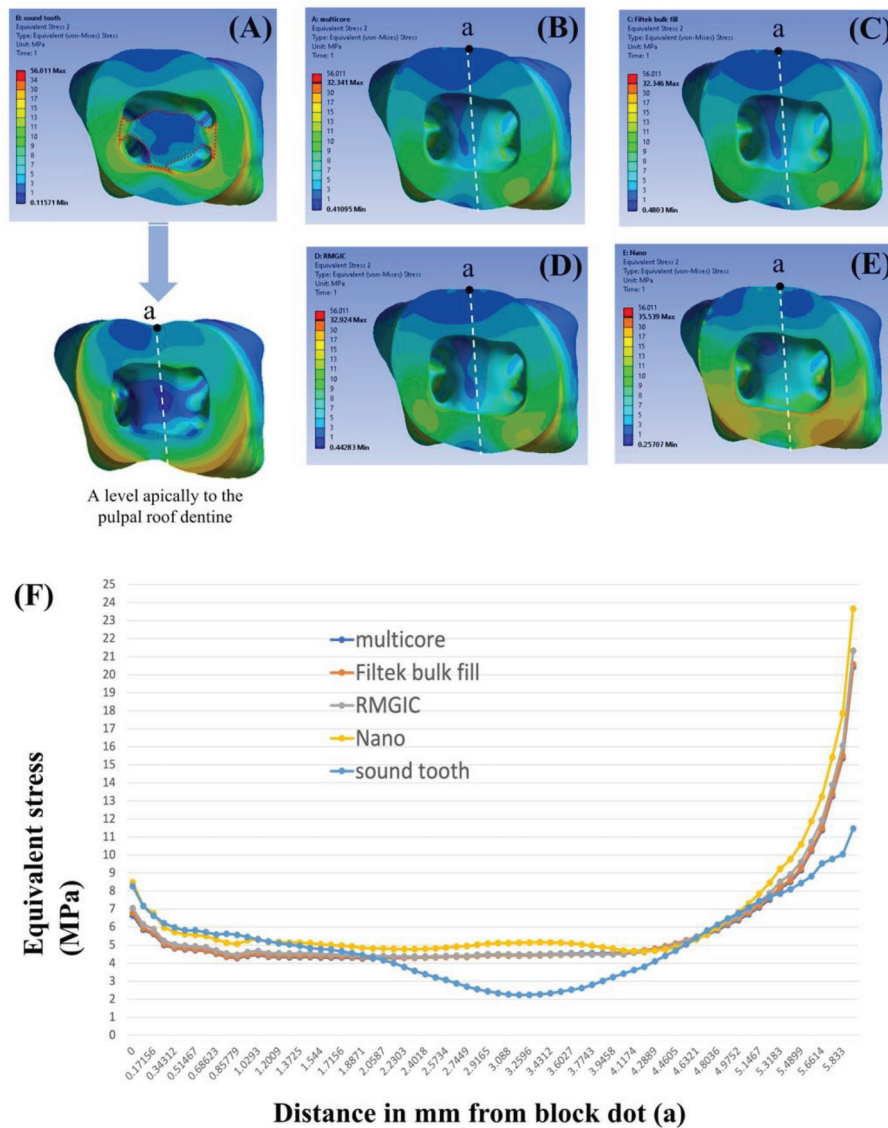


Fig.3. Finite element analysis showing stress distribution (pulpal floor aspect) in the tooth structure of a sound tooth having similar tooth structure to other groups (A) and in the remaining tooth structure of the severely damaged primary molar with SSC restorations using the following materials as core-build up materials: flowable composite core (B), bulk-fill composite (C), RMGIC (D) and nano-RMGIC (E). Red dotted line showed the area of remained pulpal roof dentine after cross-sectioning the simulated model at the same level shown in B-E. In (F), the graph showed equivalent stress along the pulpal floor (white dash lines in A-E). Color ranged from blue to red indicated the lowest to the highest von Mises stresses.

Fig. 4 Stress distribution at the root furcation of each group possessed a similar, but not identical, pattern. The only clear difference among all groups was observed at the buccal aspect of the root furcation in the nano-RMGIC group

(Fig. 4E), which showed a stress concentrated line (yellow/orange) connecting (a red arrow) to the stress concentrated lines running from the buccal surface (yellow/orange).

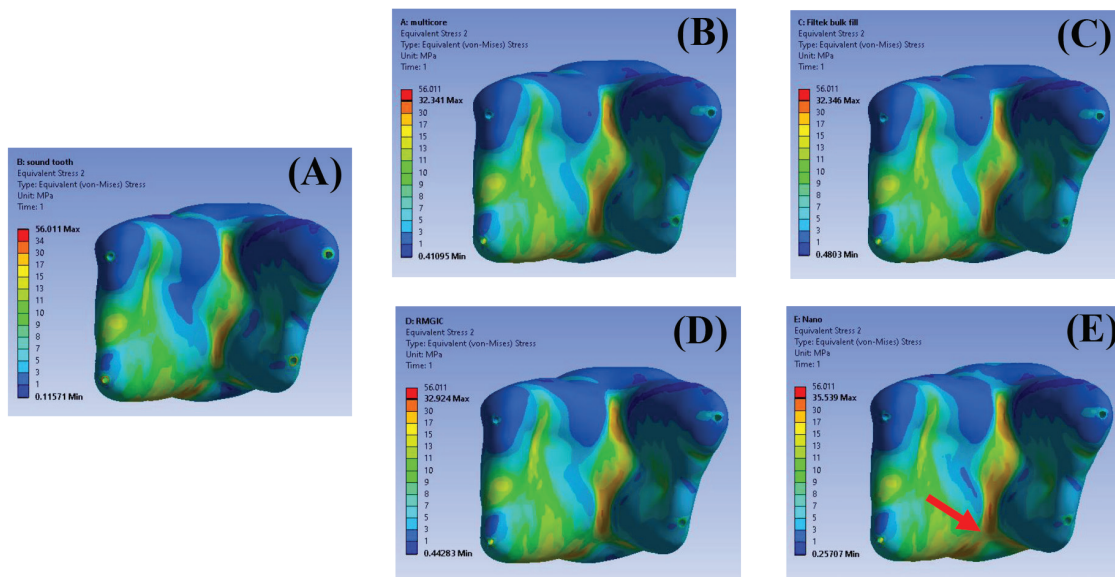


Fig. 4. Finite element analysis showing stress distribution at the root furcation of a sound tooth (A) and severely damaged primary molars with SSC restorations using the following materials as core-build up materials: flowable composite core (B), bulk-fill composite (C), RMGIC (D) and nano-RMGIC (E). Color ranged from blue to red indicated the lowest to the highest von Mises stresses. A red arrow denoted the stress distribution concentrated at the buccal root furcation area.

Maximum von Mises stress and stress distribution of the dental materials used as core build-up materials were shown in Fig. 5. Overall, lower stress was observed in the nano-RMGIC group (Fig. 5D vs Fig. 5A-5C). Resistance to fracture of a material of interest correlates with

the ratio of its tensile strength and the maximum von Mises stress (27). In this study, the nano-RMGIC possessed the highest fracture resistance, followed by bulk-fill composite, RMGIC and flowable composite core group, respectively.

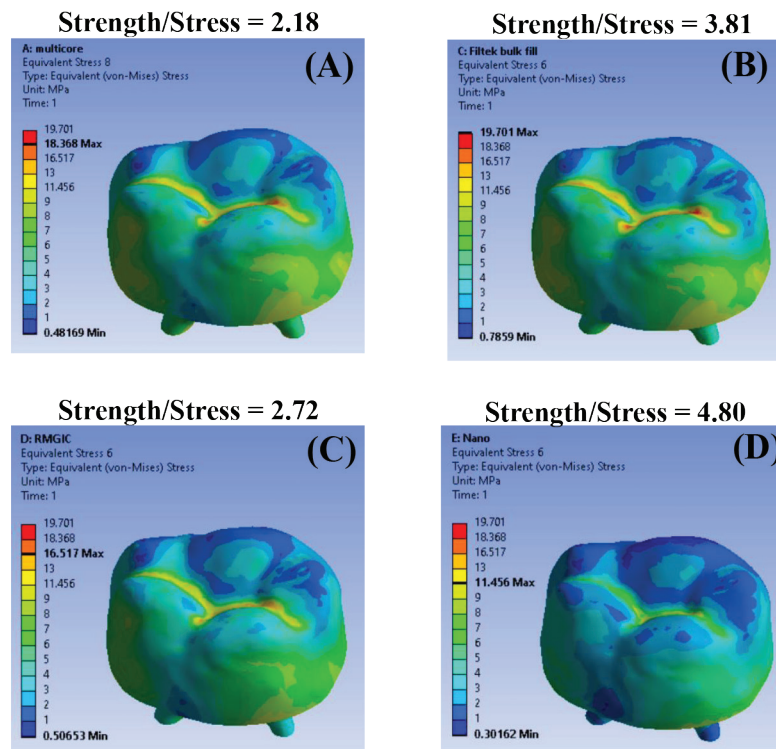


Fig. 5. Finite element analysis showing maximum von Mises stress and stress distribution of the following materials used as core-build up materials: flowable composite core (A), bulk-fill composite (B), RMGIC (C) and nano-RMGIC (D). Color ranged from blue to red indicated the lowest to the highest von Mises stresses. The ratios of the tensile strength and the maximum von Mises stress of each group are shown.

Discussion

Following pulp therapy, restoring the severely damaged primary molars using SSC with core build-up material is possible. This is supported by the findings in the *in vitro* model that the restored tooth being resisted to high occlusal load (11). Finite element analysis, a reliable simulated model, has previously been shown to be correlated with *in vitro* experimental fracture resistance (25,28,29). The data obtained from finite element analysis could demonstrate the outcome in both qualitative, i.e. von Mises stresses and quantitative data, i.e. pattern of force distribution. In the present study, the results showed, for the first time, that although the core build-up using nano-RMGIC possessed the highest fracture resistance, it caused the highest maximum von Mises stress concentrated along the root furcation, resembling the furcation fracture line previously shown (11). The bulk-fill composite appeared to be the most suitable core build-up material because the material possessed favorably high fracture resistance and caused much lower von Mises stress on tooth structures than that produced by the nano-RMGIC. Apart from short working time and less technique sensitivity, bulk-fill composite provided comparable or superior performance compared to conventional resin composite (30-32). This composite also established satisfactory outcomes for laboratory and clinical research on primary teeth (33-36). Therefore, bulk-fill composite could be recommended as core build-up material in children.

It is noteworthy that metal-based core build-up materials were not included in the present study because these materials may not be

suitable for core build-up in children. The use of amalgam core-build up requires a long final setting time and raises a concern of mercury component while the use of metal cast post needs multiple visits. Moreover, these metal-based core build-ups cannot generally bind tightly to the dentine, resulting in dislodgement of the material, thus initiating fracture of the root furcation (37, 38). In contrast, both resin composites and RMGIC, including the nano-RMGIC, are known to be able to bind to the dentine, creating the monoblock-like property, which is expected to prevent fracture of dentine (39-43). These tooth-bonded materials also have several advantages, including proper setting time, anti-bacterial molecules, fluoride release, and inhibition of tooth demineralization (44-46).

In the present study using finite element analysis, maximum von Mises stresses in the dentine of the tooth restored with SSC and any core-material restoration were significantly lower than that of the sound tooth. This numerical result was reasonable since the stiffness of stainless steel ($E = 200 \text{ GPa}$) is much more than that of human enamel ($E = 84.1 \text{ GPa}$). When the SSC is subjected to the applied load, its deformation occurred less than that of the enamel in a sound tooth.

So, a smaller amount of stress is transferred to the core build-up materials and to the dentin underneath. In other words, the SSC absorbs more applied load and transfers less load compared to the case of an enamel.

It is important to note that several other factors apart from those used in the present finite element analysis may play an important part in the success of the restoration of extensively

damaged primary molars. For treatment of these carious teeth, the results in the present study introduced an alternative treatment (to the routine extraction) and a potential core build-up material candidate that possesses high fracture resistance of the root furcation. Tensile strength and elastic modulus play a significant part, and modification of mechanical properties of core build-up materials may be possible. To improve the mechanical properties of the complete cured GIC, nano-RMGIC was developed by incorporate nanofillers. The nano-RMGIC established comparable bond strength as effectively as conventional GIC to enamel and dentin. However, it had considerably less bonding efficiency than conventional RMGIC (47,48).

The finite element analysis is a mathematical method analyzing stress on a solid model of tooth structure. There are several strengths of using this method. As the FEA technique may also apply stress point that can be hypothetically evaluated, it is allowed to create the position, magnitude, and path of applied force. It is also not an invasive technique and does not affect the physical properties of the analyzed model. Consequently, the repetition of the test can be easily done multiple times (49,50).

On the other hand, due to it is in vitro study, based on numerical method, in which clinical conditions may not be completely replicated. In addition, FEA in this study was analyzed under the condition of static occlusal loading. Therefore, it may not mimic the clinical situation. Further studies should focus on investigating stress distributions and fracture resistance under conditions of dynamic loading force, which would

be close to the actual clinical implication. In addition, further FEA method should be supplemented with clinical research

Further clinical studies to identify the most appropriate core build-up materials and success rate of this alternative treatment for extensively damaged primary molars in ECC patients will undoubtedly be beneficial to improve our patients' quality of life.

In conclusion, within the limitation of the study, the following conclusions can be drawn:

1. The nano-RMGIC core build-up material resulted in the highest fracture resistance but caused the highest maximum von Mises stress concentrated along the root furcation.
2. The bulk-fill composite appeared to be the most suitable core build-up material, providing high fracture resistance and low von Mises stress on tooth structures.

Acknowledgement

The present study was supported by Thammasat University Research Unit in Mineralized Tissue Reconstruction.

References:

1. Dental Health Bureau. The 8th Thailand National Oral Health Survey, 2017. Nonthaburi: Samcharoenpanit Co;2018.
2. Finucane D. Rationale for restoration of carious primary teeth: a review. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2012;13(6):281-92.
3. Law CS. Management of premature primary tooth loss in the child patient. *J Calif Dent Assoc.* 2013;41(8):612-8.
4. Laing E, Ashley P, Naini FB, Gill DS. Space maintenance. *Int J Paediatr Dent.* 2009;19(3):155-62.

5. Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira LJC, Conde MCM, Demarco FF, et al. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent.* 2018;28(2):123-39.
6. Kindelan SA, Day P, Nichol R, Willmott N, Fayle SA, British Society of Paediatric Dentistry. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: stainless steel preformed crowns for primary molars. *Int J Paediatr Dent.* 2008;18 (Suppl 1):20-8.
7. Attari N, Roberts JF. Restoration of primary teeth with crowns: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2006; 7(2):58-62; discussion 3. doi: 10.1007/BF03320816.
8. Innes NP, Ricketts D, Chong LY, Keightley AJ, Lamont T, Santamaria RM. Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015;2015(12):Cd005512. doi: 10.1002/14651858.CD005512.pub3.
9. Roberts JF, Sherriff M. The fate and survival of amalgam and preformed crown molar restorations placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J.* 1990;169(8):237-44.
10. Roberts JF, Attari N, Sherriff M. The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J.* 2005;198(7):427-31.
11. Pultanasarn P, Thaugwilai K, Singhatanadgid P, Prateepsawangwong B, Singhatanadgit W. Composite core-supported stainless steel crowns enhance fracture resistance of severely damaged primary posterior teeth. *Pediatr Dent J.* 2020;30(3):191-200.
12. Barcelos L, Bicalho A, Veríssimo C, Rodrigues M, Soares C. Stress distribution, tooth remaining strain, and fracture resistance of endodontically treated molars restored without or with one or two fiberglass posts and direct composite resin. *Oper Dent.* 2017;42(6):646-57.
13. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004; 30(5):289-301.
14. Schmäge P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. Wear and hardness of different core build-up materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;91(1):71-9.
15. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643-57.
16. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(3):272-6.
17. Kumar G, Shivrayan A. Comparative study of mechanical properties of direct core build-up materials. *Contemp Clin Dent.* 2015;6(1): 16-20.
18. Passos SP, Freitas AP, Jumaily S, Santos MJM, Rizkalla AS, Santos GC Jr. Comparison of mechanical properties of five commercial dental core build-up materials. *Compend Contin Educ Dent.* 2013 Jan;34(1): 62-3,65-8.
19. Bandela V, Kanaparthi S. Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry. In: Baccouch M. editors. *Finite Element Methods and Their Applications.* London: IntechOpen; 2020.

20. Naumann M, Sterzenbach G, Rosen-tritt M, Beuer F, Frankenberger R. In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. *Acta Biomater.* 2010;6(11):4389-95.
21. Dhar V, Hsu K, Coll J, Ginsberg E, Ball B, Chhibber S, et al. Evidence-based update of pediatric dental restorative procedures: dental materials. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(4):303-10.
22. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95-109.
23. Domarecka M, Szczesio-Wlodarczyk A, Krasowski M, Fronczek M, Gozdek T, Sokolowski J, et al. A comparative study of the mechanical properties of selected dental composites with a dual-curing system with light-curing composites. *Coatings.* 2021;11(10):1255. doi.org/10.3390/coatings11101255.
24. Matuda AGN, Silveira MPM, Andrade GSd, Piva AMdOD, Tribst JPM, Borges ALS, et al. Computer aided design modelling and finite element analysis of premolar proximal cavities restored with resin composites. *Materials.* 2021; 14(9):2366. doi: 10.3390/ma14092366.
25. Sengul F, Gurbuz T, Sengul S. Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent.* 2014;15(3):317-22.
26. Sreirekha A, Bashetty K. A comparative analysis of restorative materials used in abfraction lesions in tooth with and without occlusal restoration: Three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2013;16(2):157-61.
27. Rodriguez-Cervantes P, Gonzalez-Lluch C, Sancho-Bru J, Barjau-Escribano A, Perez-Gonzalez A, Forner-Navarro L. Effect of the material of the prefabricated post on restored premolars. *Biodental Engineering.* 1st ed. London: CRC Press; 2009.
28. Doğan MS, Demirci F, Eratilla E, Eratilla V, Yavuz Y, Unal M. Evaluation of stress distribution of a new restorative material and composite resin: a finite-element analysis study. *Biotechnol Biotechnol Equip.* 2017;31(6):1216-20.
29. Omer H, Hammouda H, Shalan H, Abdellatif A. Fracture resistance of puplotomized primary molars restored with various restorative materials. *Acta sci dent sci.* 2019;3(5):98-104.
30. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J.* 2017;222(5):337-44.
31. Bellinaso MD, Soares FZM, Rocha RO. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Investig Clin Dent.* 2019;10(4):e12463. doi: 10.1111/jicd.12463.
32. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, et al. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin -a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2019;35(10):e249-e64. doi: 10.1016/j.dental.2019.07.007.
33. Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of two bulk fill and one conventional composite in class II restorations of primary posterior teeth. *J Dent (Tehran).* 2017;14(3):123-31.

34. Altan H, Göztas Z, Arslanoglu Z. Bulk-fill restorative materials in primary tooth: an intrapulpal temperature changes study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(Suppl 1):S52-s7. doi: 10.4103/ccd.ccd_23_18.
35. Oter B, Deniz K, Cehreli SB. Preliminary data on clinical performance of bulk-fill restorations in primary molars. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(11):1484-91.
36. Paganini A, Attin T, Tauböck TT. Margin integrity of bulk-fill composite restorations in primary teeth. *Materials (Basel)*. 2020;13(17):3802. doi: 10.3390/ma13173802.
37. Al-Saleh I, Al-Sedairi AA. Mercury (Hg) burden in children: the impact of dental amalgam. *Sci Total Environ*. 2011;409(16):3003-15.
38. McDaniel RJ, Davis RD, Murchison DF, Cohen RB. Causes of failure among cuspal-coverage amalgam restorations: a clinical survey. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(2):173-7.
39. Neme AL, Evans DB, Maxson BB. Evaluation of dental adhesive systems with amalgam and resin composite restorations: comparison of microleakage and bond strength results. *Oper Dent*. 2000;25(6):512-9.
40. Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):175-8.
41. Abd El Halim S, Zaki D. Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. *Oper Dent*. 2011;36(1):36-42.
42. Ali SA, Manoharan PS, Shekhawat KS, Deb S, Chidambaram S, Konchada J, et al. Influence of full veneer restoration on fracture resistance of three different core materials: an invitro study. *J Clin Diagn Res*. 2015;9(9):Zc12-5. doi: 10.7860/JCDR/2015/12891.6440.
43. Singh G, Boruah LC, Bhatt A, Agrawal S. Resin based core build up materials-A review. *IP Indian J Conserv Endod*. 2019;4(3):79-82.
44. Gonzalez Ede H, Yap AU, Hsu SC. Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*. 2004;29(5):578-85.
45. Mitra SB, Oxman JD, Falsafi A, Ton TT. Fluoride release and recharge behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer compared with that of other fluoride releasing materials. *Am J Dent*. 2011;24(6):372-8.
46. Sungurtekin-Ekci E, Ozdemir-Ozenen D, Duman S, Acuner IC, Sandalli N. Antibacterial surface properties of various fluoride-releasing restorative materials in vitro. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(2):e169-73. doi: 10.5301/jabfm.5000212.
47. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *Eur J Dent*. 2015;9(2):176-82.
48. Manso AP, Chander K, Campbell KM, Palma-Dibb RG, Carvalho RM. Effects of aging on shear bond strength to dentin and mechanical properties of restorative glass ionomer cements. *Int J Adhes Adhes*. 2020;102:102693. doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2020.102693.
49. Shivakumar S, Kudagi V, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *J Int Oral Health*. 2021;13(5):415-22.
50. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014;4(3):200-3.

Corresponding author:

Dr. Piyaporn Pultanasarn

Research unit in Mineralized Tissue

Reconstruction, Faculty of Dentistry, Thammasat

University (Rangsit Campus), 99 Moo18

Phahon Yothin Road, Khlong Luang,

Pathum Thani, 12120, Thailand.

Tel: (668) 1779 9698, Fax: (662) 986 9205

E-mail: maymaepiyaporn@gmail.com

Evaluation of Anti-Oral Pathogen Activity and Safety of *Lacticaseibacillus paracasei* TISTR 2688, Isolated from Fermented Termite Comb.

Supatjaree Ruengsomwong* Prapaipat Klungsupya** Sarunya Laovitthayanggoon**
Siripong Tangprasertkit*** Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee***

Abstract

Objective: This study aimed to evaluate the potential of *Lacticaseibacillus paracasei* TISTR 2688 to be used in the field of oral health care.

Materials and methods: The strain TISTR 2688 was assessed for its antimicrobial activity using agar well diffusion assay, ability to suppress plaque formation on prosthetic teeth, tolerance to lysozyme, antibiotic susceptibility and acute oral toxicity based on Organization for Economic Co-operation and Development (OECD) Guidelines.

Results: Cell-free supernatant of the strain TISTR 2688 possessed inhibitory activity against *Actinomyces vericosus*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Fusobacterium nucleatum subsp. polymorphum*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Streptococcus mutans*, *S. sanguinis*, and *S. sobrinus*, but exhibited no antifungal activity against *Candida albicans*. In terms of safety, TISTR 2688 showed the phenotypic antibiotic susceptibility to ampicillin, chloramphenicol, clindamycin, erythromycin, gentamycin, kanamycin, streptomycin and tetracycline. The acute oral toxicity assay in rats with TISTR 2688 at 1×10^{10} CFU/kg body weight demonstrated no mortality results. In addition, no toxicity or evidence of gross pathological alterations was observed.

Conclusion: Due to its antibacterial activity against some oral pathogens and safety in term of antibiotic susceptibility test together with no acute oral toxicity, *L. paracasei* TISTR 2688 tend to have potential for development as an oral health care product.

Keywords: Acute oral toxicity, Antibacterial activity, Antibiotic susceptibility, Oral pathogens, Probiotics, TISTR 2688.

Received Date: Jan 27, 2022

Revised Date: Jan 28, 2022

Accepted Date: Apr 01, 2022

*Biodiversity Research Centre (BRC), Thailand Institute of Scientific and Technological Research (TISTR) 35 Mu 3 Technopolis, Khlong 5, Khlong Luang, Pathum Thani 12120, Thailand.

**Expert Centre of Innovative Herbal Products (InnoHerb), Thailand Institute of Scientific and Technological Research (TISTR) 35 Mu 3 Technopolis, Khlong 5, Khlong Luang, Pathum Thani 12120, Thailand.

***Department of Stomatology, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110, Thailand

Introduction

Oral diseases, especially dental caries and periodontal diseases, are prevalent at all ages and have become a major global public health burden. An important cause of oral diseases is an imbalance of microflora in the oral cavity due to poor oral hygiene. The overgrowth of oral pathogens causes various pathologies beginning with the accumulation of plaque on the surfaces of teeth and gingiva. If untreated, tooth caries occur, followed by gingivitis, periodontitis and tooth loss (1). In addition, oral diseases are linked to some non-communicable diseases (NCDs), especially diabetes mellitus (DM) and cardiovascular disease. Despite oral self-care and many commercially available oral-care products, including mouthwashes, dental caries and periodontal diseases persist globally. In addition, the use of oral-care products containing antimicrobial agents may have undesired consequences such as side effects, the disturbance of the oral microflora balance and, notably, antimicrobial resistance (2). Hence, alternative methods with greater efficacy and fewer undesirable effects are still required for maintaining oral health.

Various lactic acid bacteria have been isolated and evaluated for their benefits in oral health. A number of studies have demonstrated the *in vitro* antibacterial activities of *Lactobacillus* spp. against an important bacterium for early caries initiation, *Streptococcus mutans* (3,4), and the periodontal pathogens (5). Some strains of *L. paracasei* were proven to reduce the release of IL-6, IL-8 and prostaglandin E2 (PGE2) from monocytes (6). *In vitro* and *in vivo* studies of probiotic efficacy for the treatment of various oral diseases were summarized by Chugh et al.

(7). The probiotics most commonly used for oral health include *L. rhamnosus* GG, *L. paracasei* SD1, *L. acidophilus*, *Bifidobacterium adolescentis*, *B. animalis*, *Propionibacterium freudenreichii*, *Enterococcus faecalis*, *E. faecium* and *Streptococcus salivarius*. All of them were isolated from conventional sources such as animal milk (8), human breast milk (9) or caries-free subjects (4-5). To date, there have been no reports on the potential of probiotics from non-human sources to be used for the treatment of dental caries or periodontal diseases.

L. paracasei TISTR 2688 was isolated from fermented termite comb, fermented liquid obtained from 10-days fermentation of termite comb mixed with cooked sticky rice and water from washing rice. It was assessed for probiotic characteristics and safety properties including hemolytic activity and antimicrobial resistance according to the Notification of the Ministry of Public Health Re: Use of Probiotic Microorganisms in Foods B.E. 2011. It was found that the strain TISTR 2688 exhibited resistance to simulated gastric and simulated small intestinal juices, good adherence to the Caco-2 and HT-29 human colon cell lines, an absence of hemolytic activity and susceptibility to antibiotics according to a disk diffusion assay. Interestingly, TISTR 2688 showed strong antibacterial activity against *Staphylococcus aureus*, *S. epidermidis*, *Escherichia coli*, *Salmonella* Typhimurium, *S. Enteritidis*, *Listeria monocytogenes* and clinically isolated *Helicobacter pylori* PT14 (10). Therefore, TISTR 2688 was selected for the further investigation of its antibacterial activity against oral pathogens and safety characteristics.

Materials and Methods

1. Microorganisms and Growth Conditions

L. paracasei TISTR 2688 was grown in de Man, Rogosa and Sharpe (MRS) medium (Merck, Darmstadt, Germany), pH 6.8, supplemented with 0.05% L-cysteine HCl (Merck, Germany). Incubation was carried out in an anaerobic jar (Thermo Scientific™, USA) containing an AnaeroPack® (MCG, Tokyo, Japan) at 37 °C for 24–48 h.

The indicator strains used in this study were oral pathogens including *Actinomyces vericosus* ATCC 43146, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* ATCC 700685, *Fusobacterium nucleatum* subsp. *polymorphum* ATCC 10953, *Porphyromonas gingivalis* ATCC 3327, *Prevotella intermedia* ATCC 25611, *Streptococcus mutans* ATCC 25175, *S. sanguinis* ATCC BAA-1455, *S. sobrinus* ATCC 27351 and *Candida albicans* ATCC 10231. All the indicator microorganisms were stored at -80°C in 40% glycerol until use. *C. albicans* ATCC 10231 was grown in Sabouraud dextrose broth or agar (Merck, Germany), while the other indicator microorganisms were anaerobically grown on 5% sheep blood agar at 37 °C for 24–54 h.

2. Preparation of Cell-Free Supernatant of TISTR 2688

A 48 h-old culture of TISTR 2688 grown in MRS broth, pH 6.8, supplemented with 0.05% L-cysteine HCl, was centrifuged at 5000 rpm for 10 min at 4 °C. The supernatant was collected, sterilized through a 0.22 µm filter membrane (Merck, Germany) and kept at -20°C until use.

3. Determination of Antimicrobial Activity of TISTR 2688 by Agar Well Diffusion Method

Colonies of the indicator microorganisms grown anaerobically on suitable media—5%

sheep blood agar or Sabouraud dextrose agar were suspended in brain heart infusion (BHI) broth (Merck, Germany) to make the inoculum. After adjusting the turbidity to match that of a 0.5 McFarland standard, the inoculum was evenly applied on the surface of 20 mL of either 5% sheep blood agar or Sabouraud dextrose agar. Then, 6 mm wells were made in the test agar using a sterile cork borer. Each well was loaded with 60 µL of the cell-free supernatant. Normal saline was used as the negative control. After a suitable incubation period, the diameters of the inhibition zones observed around the wells were measured in millimeters (mm) (11).

4. Inhibition of Biofilm Formation on Prosthetic Teeth by TISTR 2688

An inoculum of *S. mutans* ATCC 25175 was prepared by suspending a few colonies of 48 h-old culture grown on 5% sheep blood agar in BHI broth. Its turbidity was subsequently adjusted to match that of a 0.5 McFarland standard. Each sterile prosthetic incisor teeth were added into each well of 12-well culture plates (Corning®, USA). Then, 2 mL of mixture containing 1 mL of double-strength BHI broth supplemented with 0.5% sucrose and 1 mL of cell-free supernatant was added into each well. After adding the *S. mutans* ATCC 25175 inoculum (100 µL/well), the plate was anaerobically incubated at 37 °C for 3 days. BHI broth was used as a negative control. The mixture was changed daily. At the end of the incubation time, each prosthetic incisor teeth was gently washed 3 times with Dulbecco's phosphate buffered saline (DPBS, Gibco®, USA). The amount of *S. mutans* ATCC 25175 presented on each tooth surface was enumerated by the standard plate count method using 5% sheep blood agar as the growth medium.

5. Tolerance of TISTR 2688 to Lysozyme

Cell pellets were prepared by centrifuging an overnight culture of TISTR 2688 at 5000 rpm for 10 min. The pellets were washed twice with DPBS and subsequently suspended in DPBS to obtain a cell concentration of 10^9 CFU/mL. The resistance to lysozyme was determined by adding 100 μ L of TISTR 2688 inoculum to 3 mL of phosphate buffered saline (Merck, Germany), pH 7.2, containing 1 mg/mL lysozyme (GoldBio[®], USA). After incubation at 37 °C for 180 min, the numbers of TISTR 2688 at 0 and 180 min were enumerated by viable plate counts using MRS agar containing 0.05% L-cysteine HCl (12).

6. Antibiotic Susceptibility of TISTR 2688

Eight antibiotics were used for testing: ampicillin (AMP), chloramphenicol (C), clindamycin (CD), erythromycin (E), gentamicin (CN), kanamycin (K), streptomycin (S) and tetracycline (TE). The susceptibility of TISTR 2688 to the antibiotics was measured by determining the minimal inhibitory concentrations (MICs) using MIC test strips (Liofilchem, Italy) following the procedure described in the manufacturer's instructions with a slight modification. Briefly, TISTR 2688 inoculum was prepared by directly suspending colonies from 48 h-old TISTR 2688 anaerobically grown on MRS agar containing 0.05% L-cysteine HCl in normal saline solution (0.85% NaCl). After adjusting the turbidity to match that of a 0.5 McFarland standard, the inoculum was evenly applied on the surface of 25 mL Hi-sensitive agar plate (Himedia, India) using cotton swabs. Each antibiotic strip was gently placed on the inoculated plates. After incubation, the MIC value for each antibiotic was read and compared to

the microbiological cut-off values described by the European Food Safety Authority (EFSA) (14). *L. rhamnosus* GG DSM 33156 was also comparatively tested. MIC values higher than the microbiological cut-off values were taken as indicating resistance.

7. Acute Toxicity Evaluation of TISTR 2688

The acute toxicity of TISTR 2688 was evaluated in rats according to OECD Guidelines for Testing of Chemicals, Test Guideline (TG) No. 420: Acute Oral Toxicity—Fixed Dose Method, 2001. Five female Sprague Dawley rats (Nomura Siam International Co. Ltd., Bangkok, Thailand) aged 7 weeks with initial weights of 188–226 g were employed. After 1 week of acclimatization and before experimentation, all the rats were fasted overnight for 16 h. Then, they were orally fed with live TISTR 2688 suspended in UHT milk at a concentration of 1×10^{10} CFU/kg body weight. Following treatment, the rats were closely observed for any clinical signs or toxicological symptoms (such as convulsions, tremors, diarrhea, salivation, lethargy, sleep, coma and mortality) during the first 4 h. After that, observation was performed daily for 14 days. The body weights of all the rats were recorded shortly before the administration of TISTR 2688 and at the end of each week. At the end of the experiment, the animals were humanely sacrificed by CO₂ asphyxiation. Gross pathological examinations of internal organs were performed. The animal experiment was conducted in accordance with the Guidelines for the Care and Use of Laboratory Animals at TISTR, and the Animal Ethics Committee at TISTR approved the study protocol (Approval No. TS-63003).

8. Statistical Analysis

The experimental results are expressed as mean \pm standard deviation (SD). The data were subjected to analysis of variance (ANOVA) with Tukey's honestly significant difference test with statistical significance at $p < 0.05$. All the analyses were carried out using IBM SPSS Statistics 23.

Results

1. Antimicrobial Activity of TISTR 2688 against Oral Pathogens

The antimicrobial activity of cell-free TISTR 2688 supernatant against nine oral pathogenic

indicator microorganisms was determined via a well diffusion assay. The supernatant showed antagonistic activity against eight of the oral pathogenic indicators tested (Table 1). The inhibition zones ranged from 11.33 ± 0.58 to 18.33 ± 0.58 mm. *P. intermedia* ATCC 25611 was found to be the most susceptible strain (inhibition zone = 18.33 ± 0.58 mm). By contrast, the cell-free supernatant of *L. paracasei* TISTR 2688 did not exhibit antifungal activity against *C. albicans* ATCC 10231.

Table 1. Antimicrobial activities of cell-free supernatant (CFS) of TISTR 2688 against various pathogenic indicator microorganisms.

Pathogenic Indicator Microorganisms ¹	Size of Inhibition Zones (mm) ¹	
	CFS ²	Neutralized CFS ³
<i>A. vericosus</i> ATCC 43140	$12.33 \pm 0.58^*$	Not detected
<i>A. actinomycetemcomitans</i> ATCC 700685	$11.33 \pm 0.58^*$	Not detected
<i>F. nucleatum subsp. polymorphum</i> ATCC 10953	13.67 ± 0.58	Not detected
<i>P. gingivalis</i> ATCC 33277	$11.67 \pm 0.58^*$	Not detected
<i>P. intermedia</i> ATCC 25611	$18.33 \pm 0.58^*$	Not detected
<i>S. mutans</i> ATCC 25175	14.67 ± 0.58	Not detected
<i>S. sanguinis</i> ATCC BAA-1455	14.00 ± 0.00	Not detected
<i>S. sobrinus</i> ATCC 27351	$12.00 \pm 0.00^*$	Not detected
<i>C. albicans</i> ATCC 10231	$0.00 \pm 0.00^*$	Not detected

¹Results are presented as mean \pm SD obtained from three experiments. Symbol * in a column show significant differences ($p < 0.05$) compared with *S. mutans* ATCC 25175.

²CFS = Cell-Free Supernatant prepared from 48 h-old culture of TISTR 2688 grown in MRS broth, pH 6.8, supplemented with 0.05% L-cysteine HCl as mentioned in materials and methods.

³Neutralized CFS = Cell-Free Supernatant prepared from 48 h-old culture of TISTR 2688 grown in MRS broth, pH 6.8, supplemented with 0.05% L-cysteine HCl and then neutralized to pH 7 with 1 M NaOH.

2. Inhibition of Biofilm Formation on Prosthetic Teeth

After a 3-day incubation of prosthetic incisor teeth in a mixture containing *S. mutans* ATCC 25175 and cell-free TISTR 2688 supernatant, the concentrations of *S. mutans* ATCC 25175 on the prosthetic incisor teeth were compared to those on control prosthetic incisor teeth grown in BHI broth. It was found that the concentrations

of *S. mutans* ATCC 25175 detected on the prosthetic incisor teeth grown in the mixtures were less than 10 CFU/tooth (1 log CFU/tooth), whereas those counted from the control group were 7.9 ± 0.07 log CFU/tooth (Table 2). These results indicate the ability of TISTR 2688 to inhibit *S. mutans* ATCC 25175 biofilm formation on prosthetic incisor teeth.

Table 2. Ability of *L. paracasei* TISTR 2688 to inhibit biofilm formation in vitro and to tolerate lysozyme.

Assays	Number of Bacteria Detected			
	<i>S. mutans</i> ATCC 25175 (log CFU/Tooth)		TISTR 2688 (log CFU/mL)	
	Control	Cell-Free Supernatant	0 min	180 min
Inhibition of biofilm formation	$7.9 \pm 0.07^*$	1*	ND	ND
Tolerance to lysozyme	ND	ND	8.05 ± 0.01	8.34 ± 0.01

ND = not tested. Results are presented as mean \pm SD obtained from triplicates. * indicates statistically significant difference ($p < 0.05$).

3. Tolerance of TISTR 2688 to Lysozyme

In this study, the resistance of TISTR 2688 to lysozyme was also investigated. After 180 min of exposure to 1 mg/mL lysozyme, the number of TISTR 2688 (8.34 ± 0.01 log CFU/mL) did not decrease from the initial amount at 0 h (8.05 ± 0.01 log CFU/mL) (Table 2).

4. Antibiotic Resistance Phenotype of TISTR 2688

Eight types of antibiotics clinically important for medical treatment were chosen as a basic minimum requirement for the assay (14). Based on the microbiological cut-off values, TISTR 2688 was susceptible to all the antibiotics tested (Table 3).

Table 3. Antibiotic susceptibility phenotype of TISTR 2688 isolated from fermented termite comb. Antibiotic susceptibility was interpreted according to microbiological cut-off values specified in EFSA (14).

Test Bacteria	MIC Values (µg/mL)							
	AMP	C	CD	E	CN	K	S	TE
TISTR 2688	0.38	4	2	0.25	3	24	48	3
	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)
DSM 33156	0.38	4	0.50	0.125	6	48	16	0.25
	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)	(S)

Microbiological cut-off value of ampicillin (AMP) = 4 µg/mL, chloramphenicol (C)= 4 µg/mL, clindamycin (CD) = 1 µg/mL, erythromycin (E) = 1 µg/mL, gentamicin (CN) = 32 µg/mL, kanamycin (K) = 64 µg/mL, streptomycin (S) = 64 µg/mL and tetracycline (TE) = 4 µg/mL; S = susceptible and R = resistant

TISTR 2688 isolated from fermented termite comb showed the same antibiotic susceptibility pattern as *L. rhamnosus* GG DSM 33156, a commercial probiotic isolated from the human intestine. The latter has been granted qualified presumption of safety (QPS) status in Europe and is used worldwide as a food ingredient and dietary supplement.

5. Acute Toxicity of TISTR 2688

Concerning the 3 Rs (replacement, reduction, and refinement) policy of the European Union (EU) on using animals in toxicity tests, the results obtained from in vitro cytotoxicity testing suggest that TISTR 2688 is a safe substance. Therefore, only a high concentration of TISTR 2688 was

used in this study. The results revealed that the oral administration of TISTR 2688 at 1×10^{10} CFU/kg body weight showed no treatment-related mortality in rats throughout a 14-day observation period. The physical observation of all the tested rats throughout this study indicated that none of them showed signs of toxic effects such as changes in skin and fur, changes in eyes and mucous membranes, behavioral changes, tremors, salivation, diarrhea and coma. The body weights of individual rats gradually increased. The body weight gains detected weekly on days 7 and 14 were 45.8 ± 1.32 and 62.2 ± 3.83 g, respectively. Gross pathological examinations did not reveal significant changes in the organs (Table 4).

Table 4. Body weight gain, mortality, toxicity signs and gross pathological examination of female rats orally treated with single dose of *L. paracasei* TISTR 2688 at 1×10^{10} CFU/kg body weight.

Items	Day 7	Day 14
Body weight gain (g)	45.8 ± 1.32	62.2 ± 3.83
Mortality (%)	0.00	0.00
Toxicity signs	None	None
Gross pathological examinations	Not tested	Normal

Note: Results are presented as mean (n = 5) ± SD. Average body weight of treated rats on day 1, 7 and 14 were 206.20 ± 13.83, 252.60 ± 13.25 and 268.40 ± 12.86 g, respectively.

Discussion:

To investigate the possibility of oral-health applications, *L. paracasei* TISTR 2688 was first screened for antagonistic activity against oral pathogens involved in dental caries, periodontitis and oral candidiasis. It was found that the cell-free supernatant of TISTR 2688 could inhibit the oral bacterial pathogens tested. Some reports have indicated antimicrobial activity for *L. paracasei* isolated from humans against oral pathogens. *L. paracasei* SD1 displayed strong inhibitory effects against *S. mutans*, *S. sobrinus*, *S. sanguinis*, *P. gingivalis* and *A. actinomycetemcomitans* (5). It was proven that the inhibitory activity of *L. paracasei* SD1 was due to paracasin SD1 (16). Rossoni et al. (4) demonstrated that culture filtrates from *L. paracasei* 25.4, *L. paracasei* 20.3 and *L. paracasei* 11.6 isolated from the oral cavities of caries-free subjects could decrease the growth of *S. mutans* UA159. It was proposed that the antibacterial activity of the culture filtrates might be due to metabolites secreted from these bacteria. To investigate whether the antimicrobial property of TISTR 2688 was due to bacteriocin or not, neutralized cell-free supernatant at pH 7

was tested for antimicrobial activity against the indicator microorganisms. No inhibition zone was observed. The results imply that the antimicrobial activity of cell-free supernatant obtained from TISTR 2688 might be due to organic acids such as lactic acid or acetic acid (17). In addition, the cell-free supernatant of TISTR 2688 could effectively inhibit *S. mutans*' formation of biofilms on prosthetic incisor teeth. Its antagonistic activity and ability to inhibit biofilm formation indicate the potential of TISTR 2688 as an antiplaque agent.

Lysozyme in the oral cavity is responsible for the antimicrobial function of saliva. Though salivary lysozyme has shown antagonism to *S. mutans* (18), many lactic acid bacteria have been found to resist lysozyme. *L. reuteri* and *L. vaginalis* isolated from poultry intestines showed >90% survival after exposure to 100 µg/mL of lysozyme for 120 min (19), while five isolates of *L. plantarum* obtained from fresh leaves showed >69% viability after 180 min exposure to 100 µg/mL lysozyme (20). The lysozyme concentration in human saliva is generally less than 100 µg/mL (21-22). In our study, TISTR

2688 showed 100% viability after exposure to lysozyme at a concentration of 1 mg/mL, which is 10 times greater than the concentrations tested in the other studies. The results indicate the strong ability of TISTR 2688 to overcome the severe conditions created by salivary lysozyme in the mouth.

Based on the recommendation of the Joint FAO/WHO Working Group on Guidelines for the Evaluation of Probiotics in Food (23), TISTR 2688 was also studied for antibiotic resistance patterns. In the case of *L. paracasei*, the vancomycin resistance is considered safe because it is intrinsic and cannot be transferred to other bacteria (24). By contrast, resistance to ampicillin, chloramphenicol, clindamycin, erythromycin, gentamycin, kanamycin, streptomycin and tetracycline are regarded as acquired resistance, which can cause the spread of antibiotic resistance genes to other bacteria via horizontal gene transfer (25–26). Therefore, lactic acid bacteria exhibiting transferable antibiotic resistance should not be used as starters, probiotics or ingredients in foods or dietary supplements. Based on this criterion, TISTR 2688 was found to be safe for use in humans in terms of antibiotic susceptibility. No phenotype of transferable antibiotic resistance was detected.

Conclusion:

L. paracasei TISTR 2688 isolated from fermented termite comb has been proven to possess antagonistic activity against oral pathogenic bacteria and to prevent plaque formation by *S. mutans* on prosthetic incisor teeth. In addition, TISTR 2688 was susceptible to antibiotics clinically important for medical treatment and showed no sign of acute oral toxicity in female rats at the concentration of 1×10^{10} CFU/kg body weight.

Acknowledgement

This work was granted by the Royal Thai Government through the Ministry of Higher Education, Science, Research and Innovation.

References:

1. Löe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental gingivitis in man. J Periodontol. 1965;36:177-87. doi:10.1902/jop.1965.36.3.177.
2. Qiu W, Zhou Y, Li Z, Huang T, Xiao Y, Cheng L, et al. Application of antibiotics/ antimicrobial agents on dental caries. BioMed Res Int. 2020;2020:5658212. doi:10.1155/2020/5658212.
3. Lin X, Chen X, Tu Y, Wang S, Chen H. Effect of probiotic lactobacilli on the growth of *Streptococcus mutans* and multispecies biofilms isolated from children with active caries. Med Sci Monit. 2017;23:4175-81. doi:10.12659/msm.902237.
4. Rossoni RD, Velloso MDS, de Barros PP, de Alvarenga JA, dos Santos JD, Prado ACCDS, et al. Inhibitory effect of probiotic *Lactobacillus* supernatants from the oral cavity on *Streptococcus mutans* biofilms. Microb Pathog. 2018;123:361-7. doi:10.1016/j.micpath.2018.07.032.
5. Teanpaisan R, Piwat S, Dahlén G. Inhibitory effect of oral *Lactobacillus* against oral pathogens. Lett Appl Microbiol. 2011;53(4):452-9.
6. Schmitter T, Fiebich BL, Fischer JT, Gajfulin M, Larsson N, Rose T, et al. Ex vivo anti-inflammatory effects of probiotics for periodontal health. J Oral Microbiol. 2018;10(1):1502027. doi:10.1080/20002297.2018.1502027.
7. Chugh P, Dutt R, Sharma A, Bhagat N, Dhar MS. A critical appraisal of the effects of probiotics on oral health. J Funct Foods. 2020;70:103985. doi:10.1016/j.jff.2020.103985.

8. Terai T, Okumura T, Imai S, Nakao M, Yamaji K, Ito M, et al. Screening of probiotic candidates in human oral bacteria for the prevention of dental disease. *PLoS ONE*. 2015; 10(6):e0128657. doi:10.1371/journal.pone.0128657.
9. Krasse P, Carlsson B, Dahl C, Paulsson A, Nilsson A, Sinkiewicz G. Decreased gum bleeding and reduced gingivitis by the probiotic *Lactobacillus reuteri*. *Swed Dent J*. 2006;30(2): 55–60.
10. Biyari S, Fozouni L. The inhibitory effect of probiotic bacteria against drug—resistant candida species isolated from the oral cavity of the elderly. *Shiraz E-Medical J*. 2018;19(6):e620026. doi:10.5812/semj.62026.
11. Jiang M, Zhang F, Wan C, Xiong Y, Shah NP, Wei H, Tao X. Evaluation of probiotic properties of *Lactobacillus plantarum* WLPL04 isolated from human breast milk. *J Dairy Sci*. 2016; 99(30):1736–46.
12. Wannissorn B, Klungsupaya P, Reungsomwong S, Taveetheptakul P, Thanchanock M, Chatanon L, et al. Final Report on Research Project No. FS.62-07 Establishment of Innovative Center for Production of Industrially Used Microorganisms. 2019 Thailand Institute of Scientific and Technological Research: Pathum Thani, Thailand: pp 31–187.
13. Tennant JR. Evaluation of the trypan blue technique for determination of cell viability. *Transplant*. 1964;2:685–94. doi:10.1097/00007890-196411000-00001.
14. EFSA Panel on Additives and Products or Substances used in Animal Feed (FEEDAP). Guidance on the assessment of bacterial susceptibility to antimicrobials of human and veterinary importance. *EFSA J*. 2012;10(6):2740. doi:10.2903/j.efsa.2012.2740.
15. Formanek M, Knerer B, Temmel A, Thurnher D, Millesi W, Kornfehl J. Oral keratinocytes derived from the peritonsillar mucosa express the proinflammatory cytokine IL-6 without prior stimulation. *J. Oral Pathol. Med*. 2007;27(5):202–6.
16. Wannun P, Piwat S, Teanpaisan R. Purification and characterization of bacteriocin produced by oral *Lactobacillus paracasei* SD1. *Anaerobe*. 2014;27:17–21. doi:10.1016/j.anaerobe.2014.03.001.
17. Stoyanova LG, Ustyugova EA, Netrusov AI. Antibacterial metabolites of lactic acid bacteria: Their diversity and properties. *Appl. Biochem. Microbiol*. 2012;48(3):229–43. doi:10.1134/s0003683812030143.
18. Joel TJ, Suguna S, Steffi SR. Antimicrobial activity of lysozyme against oral pathogens. *AJPRHC*. 2016;8(2):42–6.
19. Rajoka MSR, Hayat HF, Sarwar S, Mehwish HM, Ahmad F, Hussain N, et al. Isolation and evaluation of probiotic potential of lactic acid bacteria isolated from poultry intestine. *Microbiology*. 2018;87(1):116–26.
20. Samedí L, Charles AL. Isolation and characterization of potential probiotic lactobacilli from leaves of food plants for possible additives in pellet feeding. *Ann Agric Sci*. 2019;64(1):55–62.
21. Cydejko A, Kusiak A, Grzybowska ME, Kochańska B, Ochocińska J, Maj A, et al. Selected physicochemical properties of saliva in menopausal women—a pilot study. *Int J Environ Res Public Heal*. 2020;17(7):2604. doi:10.3390/ijerph17072604.
22. Jenzano JW, Hogan SL, Lundblad RL. Factors influencing measurement of human salivary lysozyme in lysoplate and turbidimetric assays. *J Clin Microbiol*. 1986;24(6):963–7.

23. Joint FAO/WHO Working Group. Report on Drafting Guidelines for the Evaluation of Probiotics in Food [Internet]. London: World Health Organization; 2002 [cite 2021 March]. Available from: https://www.who.int/foodsafety/fs_management/en/probiotic_guidelines.pdf.

24. Delcour J, Ferain T, Deghorain M, Palumbo E, Hols P. The biosynthesis and functionality of the cell-wall of lactic acid bacteria. *Antonie van Leeuwenhoek*. 1999;76(1-4):159–84.

25. Ammor MS, Flórez AB, Van Hoek AH, de Los Reyes-Gavilán CG, Aarts HJ, Margolles A, et al. Molecular characterization of intrinsic and acquired antibiotic resistance in lactic acid bacteria and Bifidobacteria. *J Mol Microbiol Biotechnol*. 2008;14(1-3):6–15.

26. Jaimee G, Halami PM. Emerging resistance to aminoglycosides in lactic acid bacteria of food origin-an impending menace. *Appl Microbiol Biotechnol*. 2016;100(3):1137–51.

Corresponding author:

Supatjaree Ruengsomwong

Biodiversity Research Centre (BRC), Thailand Institute of Scientific and Technological Research (TISTR) Khlong 5, Khlong Luang, Pathum Thani 12120, Thailand.

Tel: (662) 577 9064

E-mail: supatjaree@tistr.or.th

ผลของสารสกัดแทนนินจากเปลือก *Garcinia mangostana* L. และ คลอโรเจนิกซินในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์

สิริรัตน์ บุญดีแรก* ปริมาภรณ์ จิวพัฒน์กุล แก้วมณี* ณัฐพล กิตติคุณเดชา**
ณภัทร บุณนาค*** ดนุริดา สาเขตร์**** สิริลักษณ์ ติรณธนากุล*

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาผลการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ของสารสกัดแทนนินจากเปลือก
มังคุด เปรียบเทียบกับคลอโรเจนิกซินกลูโคไซด์ร้อยละ 0.12

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: สกัดสารแทนนินจากเปลือกมังคุดโดยใช้เอทานอลร้อยละ 95 แล้วนำมาศึกษา
ชนิดด้วยวิธีทางเคมี หาปริมาณแทนนินด้วยวิธีวิเคราะห์เรเดียลดิฟฟิวชัน จากนั้นทดสอบฤทธิ์การยับยั้งเชื้อ
สเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ด้วยสารแทนนินเข้มข้น 2, 4, 6, 8 และ 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร และคลอโรเจนิก
ซินกลูโคไซด์ร้อยละ 0.12 โดยวิธีดิฟฟิวชัน

ผลการศึกษา: สารสกัดจากเปลือกมังคุดเป็นสารคอนเดนส์แทนนิน ที่มีความเข้มข้น 18.69 มิลลิกรัมต่อ
มิลลิลิตร เมื่อนำสารสกัดแทนนินมาทดสอบพบฤทธิ์ของการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ซึ่งเพิ่มขึ้นตาม
ปริมาณของสารแทนนิน โดยสารแทนนินเข้มข้น 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีผลให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางบริเวณ
ยับยั้งเชื้อสูงที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 19.1 ± 0.9 มิลลิเมตร แต่ต่ำกว่าผลทดสอบที่ได้จากสารละลายคลอโรเจนิก
ซินกลูโคไซด์ร้อยละ 0.12 ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางบริเวณยับยั้งเชื้อเท่ากับ 19.9 ± 1.2 มิลลิเมตร

สรุป: สารสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุดเข้มข้น 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีฤทธิ์ในการยับยั้งการเจริญของ
เชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ไม่ต่างจากผลการยับยั้งเชื้อของคลอโรเจนิกซินร้อยละ 0.12 อย่างมีนัยสำคัญทาง
สถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

คำสำคัญ: คลอโรเจนิกซิน ดิฟฟิวชัน แทนนิน เปลือกมังคุด สเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์

Received Date: Dec 03, 2021

Revised Date: Mar 02, 2022

Accepted Date: Apr 11, 2022

*ภาควิชาโษษุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110

**ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษและทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา
กรุงเทพฯ 10110

***ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี เลขที่ 62 หมู่ 7 ถ.รังสิต-นครนายก ต.องครักษ์ อ.องครักษ์ นครนายก
26120

****โรงพยาบาลอภัยบุรี เลขที่ 140 ถนนรังสิต-นครนายก ต.รังสิต อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110

Growth inhibitory effect of tannin extract from *Garcinia mangostana* L. peels and chlorhexidine on *Streptococcus mutans*

Sirirat Boondireke* Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee* Nuttaphon Kittikundecha**
Napat Bunnag*** Danuthida Saket**** Siriluck Tiranathanagul*

Abstract

Objective: To study the effect of tannin, extracted from *Garcinia mangostana* L. peels, on growth inhibition of *Streptococcus mutans*, compared to 0.12% chlorhexidine gluconate.

Methods: Tannin was extracted from the *Garcinia mangostana* L. peels by using 95% ethanol as a solvent. Then, the type of tannin was examined using chemical reactions and the amount of tannin extract was determined using radial diffusion assay. Thereafter, the effect of different concentrations of tannin, i.e., 2, 4, 6, 8, 16 mg/ml, and 0.12% chlorhexidine gluconate, on the growth inhibition of *S. mutans* was studied using disk diffusion assay.

Results: The extractant from *Garcinia mangostana* L. peels was the condensed tannin, with its concentration of 18.69 mg/ml. It was found that the growth inhibitory effect of *S. mutans* increased, along with the increasing concentrations of tannin. Though, tannin at 16 mg/ml showed the most inhibitory effect against *S. mutans* according to its highest inhibition zone (19.1 ± 0.9 mm), it was lower than that of 0.12% chlorhexidine gluconate (19.9 ± 1.2 mm)

Conclusion: Tannin, 16 mg/ml, from the *Garcinia mangostana* L. peels had the growth inhibition effect of *S. mutans* but not statistically significant different from that of 0.12% chlorhexidine gluconate at 95% confidence level.

Keywords: Chlorhexidine, Disk diffusion, *Garcinia mangostana* L. peel, *Streptococcus mutans*, Tannin

*Department of Stomatology, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd, Wattana, Bangkok 10110 Thailand.

**Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd, Wattana, Bangkok 10110 Thailand.

***HRH Princess MahaChakri Sirindhorn Medical Center, 62 Moo 7 Ongkharak, Ongkharak District, Nakhon Nayok 26120.

****Thanyaburi Hospital, 140 Rangsit-Nakorn Nayok Rd, Rangsit, Thanyaburi District, Pathum Thani 12110.

บทนำ (Introduction)

โรคฟันผุเป็นโรคติดเชื้อที่มีอุบัติการณ์การเกิดโรคมากที่สุด ทั้งในประเทศที่พัฒนาแล้วและประเทศที่กำลังพัฒนา โดยโรคฟันผุมีปัจจัยร่วมหลายสาเหตุที่ส่งผลทำให้เกิดโรค ได้แก่ ตัวบุคคล สภาพแวดล้อมในช่องปาก และเชื้อก่อโรค ซึ่งเชื้อก่อโรคที่มีบทบาทสำคัญในการเกิดโรคฟันผุ ได้แก่ สเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ (*Streptococcus mutans*) และแลคโตบาซิลลัสสปีชีส์ (*Lactobacillus* spp.) แบคทีเรียเหล่านี้ที่ก่อโรคฟันผุสามารถผลิตกรดซึ่งเป็นผลผลิตจากกระบวนการเมแทบอลิซึมของอาหารในกลุ่มคาร์โบไฮเดรต โดยกรดที่ผลิตจากแบคทีเรียกลุ่มนี้จะเข้าไปในชั้นของเคลือบฟันและเนื้อฟันทำให้เกิดการละลายแร่ธาตุแคลเซียมและฟอสเฟตที่อยู่ในฟันออกมาสู่สิ่งแวดล้อมภายนอก เรียกกระบวนการนี้ว่ากระบวนการสลายแร่ธาตุ (demineralization) (1) ในขณะที่เดียวกันร่างกายของคนเราก็มีการตอบสนองต่อการสูญเสียแร่ธาตุในฟันโดยการที่มีแคลเซียมและฟอสเฟตซึ่งมีอยู่ในน้ำลาย ร่วมกับฟลูออไรด์ที่ช่วยให้เกิดการสร้างคริสตัล (crystals) ของเนื้อฟันใหม่ โดยที่ฟลูออไรด์ที่มีอยู่จะเข้าไปจับแคลเซียมไอออนและฟอสเฟตไอออน แล้วเกิดการตกตะกอนเป็นผลึกของฟลูออโรพาไทต์ (fluorapatite) ที่มีความแข็งแรงเรียกกระบวนการนี้ว่าการคืนกลับแร่ธาตุ (remineralization) (1) ในสภาวะปกติกระบวนการสลายแร่ธาตุและการคืนกลับแร่ธาตุ จะเกิดขึ้นอย่างสมดุลจึงไม่ทำให้เกิดฟันผุ แต่เมื่อใดที่มีปริมาณของเชื้อในช่องปากมากจนทำให้กระบวนการสลายแร่ธาตุมากกว่ากระบวนการคืนกลับแร่ธาตุแล้ว ก็จะทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุในฟันออกไปจนเกิดเป็นลักษณะของฟันที่มีสีขาวขุ่น (white spot lesion) ซึ่งเป็นสัญญาณเริ่มแรกและเกิดเป็นรูของฟันผุ ถ้าไม่ได้รับการดูแลรักษา (2) แนวทางในการป้องกันโรคฟันผุในปัจจุบันมีหลายวิธี เช่น การใช้ฟลูออไรด์ การเคลือบหลุมร่องฟัน เป็นต้น (2) อีกหนึ่งวิธีที่สามารถลดการเกิดโรคฟันผุได้ คือ การยับยั้งและการลดปริมาณเชื้อก่อโรค ด้วยสารหลายประเภท ไม่ว่าจะเป็นสารสังเคราะห์ทางเคมีหรือสารสกัดจากธรรมชาติ (3) คลอเฮกซีดีนเป็นสารสังเคราะห์ทางเคมีที่มีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ (4) จากคุณสมบัตินี้ ทำให้คลอเฮกซีดีน

ถูกนำมาเป็นตัวเสริมในกระบวนการป้องกันฟันผุ โดยเฉพาะกับผู้ที่มีความเสี่ยงสูงในการเกิดฟันผุ จากการศึกษาพบว่า มีประสิทธิภาพในการยับยั้งการเกิดฟันผุร้อยละ 46 (95%CI = 35, 57) และมีคะแนนคุณภาพ (quality score) คือ ดี (good) (2) อีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถป้องกันการเกิดฟันผุได้ คือการนำสารสกัดจากสมุนไพรชนิดต่าง ๆ มาใช้ จากการศึกษาพบว่าสมุนไพรที่มีความสามารถในการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ โดยใช้สารสกัดจากสมุนไพรชนิดต่าง ๆ เช่น สายน้ำผึ้ง (honeysuckle) ดอกมะลิ (jasmine) ดอกเก๊กฮวย (juhua) ดอกลาเวนเดอร์ (lavender) ดอกกุหลาบ (rose) ดอกหอมหมื่นลี้ (osmanthus) โต้วตั้ง (duzhong) ชาเขียว (green tea) เจียวกู่หลาน (jiaogulan) ตะไคร้ (lemongrass) โรสแมรี่ (rosemary) (3) นอกจากนี้ สารสกัดจากกาแฟและโกโก้ที่มีสารประกอบโพลีฟีนอล (polyphenol) ก็มีความสามารถในการต่อต้านเชื้อแบคทีเรียได้ (5) มีงานวิจัยที่แนะนำการป้องกันฟันผุจากการใช้สารสกัดจากพืชเพื่อยับยั้งเชื้อก่อโรคเนื่องจากการใช้สารเคมีมีผลกระทบต่อร่างกายหลายอย่าง ไม่ว่าจะเป็นการรบกวนจุลินทรีย์ประจำถิ่นของช่องปากหรือการเป็นพิษต่อร่างกาย และทำให้เกิดอาการข้างเคียง (3,6) โดยมีผลข้างเคียงต่อฟันและเนื้อเยื่อในช่องปาก ในขณะที่สกัดจากพืชนั้นมาจากธรรมชาติซึ่งส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อในช่องปากน้อยกว่า (6) แทนนินเป็นหนึ่งในสารที่พบได้ในส่วนประกอบของพืชหลายชนิด เช่น ใบชา ใบฝรั่ง ใบพลู ใบชุมเห็ด ผลไม้ดิบ เช่น กัลยาดิบ เปลือกและเมล็ดของผลไม้ เช่น เปลือกมังคุด องุ่น เมล็ดของมะขาม เปลือกมะพร้าวอ่อน และในไวน์แดง (3) แทนนินหรือกรดแทนนิก (tannic acid) เป็นสารโพลีฟีนอลโมเลกุลใหญ่ที่สามารถละลายน้ำได้ มีสูตรโมเลกุลคือ $C_{75}H_{52}O_{46}$ มีฤทธิ์เป็นกรดอ่อน ประกอบด้วยน้ำตาลกลูโคส (glucose) 1 โมเลกุล และกรดแกลลิก (gallic acid) 9 โมเลกุล (7) โดยแทนนินมีสองประเภท ประเภทแรกคือ ไฮโดรไลซ์แทนนิน (hydrolysable tannin) ซึ่งเป็นแทนนินที่สามารถถูกแยกออกเป็นโมเลกุลเล็ก ๆ มีส่วนประกอบสำคัญคือกรดแทนนิก พบมากในส่วนใบ ผัก และส่วนที่ปูดออกมาจากปกติของพืช (8,9) และประเภทที่สองคือ คอนเดนส์แทนนิน (condensed tannin) หรือ

เรียกว่า โปรแอนโทไซยานิดิน (proanthocyanidin) หรืออีกชื่อหนึ่งคืออนไฮโดรไลซ์แทนนิน (non-hydrolysable tannin) ซึ่งเป็นอนุพันธ์ของฟลาโวนอยด์โมโนเมอร์ (flavonoid monomers) (8) จะมีสารคาเทชิน (catechin) เป็นองค์ประกอบที่สำคัญ พบได้ในส่วนเปลือกต้นและแก่นไม้เป็นส่วนใหญ่ (9) การเกิดแทนนินยังสามารถเกิดได้จากปฏิกิริยาคอนเดนเซชัน (condensation) ของอนุพันธ์ของฟลาเวอ (flavan) ซึ่งอยู่ในเนื้อเยื่อของพืช นอกจากนั้นแทนนินยังสามารถเกิดได้จากการพอลิเมอไรเซชัน (polymerization) ของควิโนน (quinone) (10) แทนนินมีส่วนเกี่ยวข้องกับกลไกต่าง ๆ ของร่างกายหลายกลไก ไม่ว่าจะเป็นการกระตุ้นฟาโกไซติกเซลล์ยับยั้งเซลล์มะเร็ง (host-mediated antitumor activity) หรือการต้านทานการติดเชื้อ (11) โดยแทนนินจะสามารถรวมตัวกับโปรตีนโดยใช้พันธะไฮโดรเจน (hydrogen bond) ไฮโดรโฟบิก เอฟเฟกต์ (hydrophobic effect) หรือพันธะโควาเลนต์ (covalent bond) ได้ (11,12) กลไกการทำงานของแทนนินในการต้านทานเชื้อที่มีการศึกษาและให้ข้อสันนิษฐานไว้มี 3 กลไก ได้แก่ กลไกหนึ่ง คือการยับยั้งการเกาะติดของเชื้อ (adherence of bacterial cell) โดยมีรายงานวิจัยผลของแทนนินซึ่งเป็นสารประกอบโพลีฟีนอล ว่าสามารถยับยั้งการเกาะติดของเชื้อจากกลไกที่สารโพลีฟีนอลเข้าจับกับบริเวณเร่ง (active site) ของเอนไซม์เดกซ์แทรนซูเครส (dextran sucrose) และมิวแทนซูเครส (mutansucrose) ที่ตำแหน่งหมู่ -COOH ซึ่งให้ประจุบวก (13,14) จึงเกิดการยับยั้งกิจกรรมการทำงานของเอนไซม์เดกซ์แทรนซูเครส ในการสังเคราะห์กลูแคนชนิดต่าง ๆ ได้แก่ เดกซ์แทรน (dextran) และมิวแทน (mutan) จากซูโครส (sucrose) (15) ซึ่งปกติเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์จะสังเคราะห์กลูแคนแล้วหลั่งออกมาเพื่อนำไปใช้ในการเกาะติดแบบครอสลิงค์ (cross-linking) กับโฮสต์เซลล์ ดังนั้นการยับยั้งการเกาะติดของเชื้อเกิดขึ้นได้จากการยับยั้งการทำงานของเดกซ์แทรนซูเครส กลไกที่สอง คือ การยับยั้งกิจกรรมการทำงานของเอนไซม์กลูโคซิลทรานส์เฟอเรส (glucosyltransferase, GTF) ซึ่งมีหน้าที่ย้ายหน่วยกลูโคสจากซูโครสเพื่อสังเคราะห์กลูแคน โดยเอนไซม์ที่มีคุณสมบัติของกลูโคซิลทรานส์เฟอเรส คือ เดกซ์แทรนซูเครสและมิวแทนซูเครสซึ่ง

มีหมู่ -COOH ที่บริเวณเร่งของเอนไซม์ โดยเดกซ์แทรนซูเครสมีคุณสมบัติเป็น GTF-soluble มีหน้าที่สังเคราะห์เดกซ์แทรน ซึ่งเป็นกลูแคนที่ละลายน้ำ ส่วนเอนไซม์มิวแทนซูเครส มีคุณสมบัติเป็น GTF-insoluble มีหน้าที่สังเคราะห์มิวแทน ซึ่งเป็นกลูแคนที่ไม่ละลายน้ำ ดังนั้นโมเลกุลของโพลีฟีนอลจึงสามารถเข้าจับและขัดขวางกิจกรรมการทำงานของเอนไซม์กลูโคซิลทรานส์เฟอเรส (13) ซึ่งทำหน้าที่สำคัญเป็นกลูแคนซูเครส ในกระบวนการเมแทบอลิซึมของซูโครส (16) ทำให้เชื้อไม่สามารถย่อยน้ำตาลโมเลกุลคู่เป็นน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวเพื่อสร้างพลังงานส่งผลให้เกิดการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ (13) กลไกที่สาม คือ ฤทธิ์ในการยับยั้งจุลชีพ (antimicrobial activity) เกิดขึ้นเมื่อมีการเข้าจับของสารโพลีฟีนอล แล้วสร้างคอมเพล็กซ์กับโปรตีนและโพลีแซคคาไรด์บนผิวเซลล์ (11,17) ทำให้เกิดการยับยั้งการทำงานของโมเลกุลบนผิวเซลล์ โดยสามารถยับยั้งเอนไซม์ที่เกาะอยู่ด้านนอกผิวเซลล์ (envelope transport proteins) รวมทั้งแอดฮีซิน (adhesins) ของเซลล์แบคทีเรีย (8,17) ซึ่งนอกจากนี้ ยังมีผลให้การซึมผ่านของสารจำพวกไอออน (ions) โปรตอน (protons) และสารโมเลกุลใหญ่ เช่น โปรตีน ผลิต (18) โดยเฉพาะการสร้างคอมเพล็กซ์ของสารโพลีฟีนอล กับไอออนของโลหะหรือสารโมเลกุลใหญ่จะมีผลกระทบทำให้มีปริมาณไอออนโลหะและสารที่จำเป็นลดลง ซึ่งสารเหล่านี้จำเป็นต่อการดำรงชีวิตของแบคทีเรีย (8,19) ดังนั้น จึงเป็นกลไกสำคัญในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ โดยความสามารถในการยับยั้งจะมีมากขึ้นเมื่อเกิดการสร้างคอมเพล็กซ์ที่มีขนาดใหญ่ นอกจากนี้ยังมีการทดลองที่แสดงว่า แทนนินและองค์ประกอบของแทนนินหรืออนุพันธ์สามารถจับกับผนังเซลล์ของแบคทีเรียบางชนิดได้ มีผลยับยั้งการเจริญของแบคทีเรีย (antibacterial activity) (7) และยับยั้งกระบวนการสลายโปรตีน (antiprotease activity) ของแบคทีเรียได้ (8,20) และนอกจากนี้แทนนินเป็นหนึ่งในสารสกัดจากพืชที่มีงานวิจัยพิสูจน์ถึงประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียที่ก่อโรคฟันผุ (18)

ทางคณะผู้วิจัยได้สังเกตเห็นถึงประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อก่อโรคฟันผุของแทนนินที่สกัดจากเปลือก

มังคุด ซึ่งจัดเป็นพืชไม้ผลที่มีความสำคัญทางเศรษฐกิจ และมีมากในประเทศไทย จึงนำมาศึกษาวิจัยถึงประสิทธิภาพของสารสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุด ในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ซึ่งเป็นเชื้อก่อโรคฟันผุ โดยเปรียบเทียบกับประสิทธิภาพของสารละลายคลอโรฟอร์ม ร้อยละ 0.12

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

1. การสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุด

หั่นเปลือกมังคุดสดเป็นชิ้นเล็ก ๆ แล้วนำไปตากแดดจนแห้งสนิท โดยทำการชั่งน้ำหนักเปลือกมังคุดเข้าต่อเนื่อง 2 วัน และน้ำหนักไม่เปลี่ยนแปลง จึงนำเปลือกมังคุดแห้งที่ได้มาเข้าเครื่องบด ทำการบดจนได้ผงเปลือกมังคุดหยาบ แล้วนำมาบดละเอียดโดยใช้โกร่งบดยา ผสมผงเปลือกมังคุดบดละเอียดปริมาณ 100 กรัม กับเอทานอลร้อยละ 95 ปริมาตร 1 ลิตร แล้วนำไปต้มในอ่างต้มน้ำควบคุมอุณหภูมิที่ 90 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง กรองสารละลายที่ได้ด้วยการดาดกรองวอทแมนเบอร์ 1 (whatman filter paper, Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) หลังจากนั้น นำสารละลายที่ได้จากการกรองมาตั้งทิ้งไว้ให้ระเหยที่อุณหภูมิห้องประมาณ 1 สัปดาห์ จนได้ผลึกของสารสกัดจากเปลือกมังคุด (21)

2. การทดสอบชนิดของแทนนินโดยใช้ปฏิกิริยาทางเคมี

ละลายสารสกัดที่ได้จากข้อ 1 ปริมาณ 1.13 กรัม ด้วยน้ำกลั่น 125 มิลลิลิตร และเติมโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) ร้อยละ 10 ปริมาตร 2.5 มิลลิลิตร จากนั้นกรองด้วยกระดาษกรองวอทแมนเบอร์ 1 แล้วนำสารที่ผ่านการกรองมาทดสอบโดยแบ่งสารสกัดออกเป็น 3 หลอด หลอดที่ 1 ทดสอบด้วยเฟอร์ริกคลอไรด์ (ferric chloride) ร้อยละ 1 ปริมาตร 2-3 หยด หลอดที่ 2 ทดสอบด้วยน้ำปูนใส (lime water) 5 มิลลิลิตร และหลอดที่ 3 ไม่ใส่สารใด ๆ เพิ่มเติม เพื่อใช้เป็นหลอดควบคุม โดยผลจากการทดสอบแทนนินชนิดคอนเดนส์แทนนิน จะให้สีเขียวกับเฟอร์ริกคลอไรด์และไม่พบการตกตะกอนกับน้ำปูนใส ส่วนแทนนินชนิดไฮโดรไลซ์แทนนิน จะให้สีน้ำเงินดำกับเฟอร์ริกคลอไรด์ และให้ตะกอนสีน้ำเงินเหลืองเทา กับน้ำปูนใส (22)

3. การทดสอบหาปริมาณแทนนินด้วยวิธีวิเคราะห์เรเดียลดิฟฟิวชัน (radial diffusion assay)(23) (ดัดแปลงจาก Hagerman AE. Radial diffusion method for determining tannin in plant extracts. J Chem Ecol. 1987;13(3):437-49.)

3.1 การเตรียมเพลทสำหรับการทดสอบ

เติมผงขี้ผึ้ง 1 กรัมในบัฟเฟอร์ (glacial acetic acid 0.29%v/v และ ascorbic acid 1.07%v/v ในน้ำกลั่น pH 5.0) ปริมาตร 100 มิลลิลิตร โดยอุ่นให้ร้อนและคนจนละลายหมด ตั้งสารละลายที่ได้ในอ่างอ่างไอน้ำ 45 องศาเซลเซียส คนเป็นระยะ ๆ แล้วเติม Bovine serum albumin (Difco & BBL, USA) ปริมาณ 0.1 กรัม คนจนละลายหมด ก่อนเทสารละลาย 19 มิลลิลิตร ใส่แต่ละเพลท รอจนแข็งตัวแล้วเจาะรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร จากนั้นห่อปิดด้วยพาราฟิล์ม เก็บเพลทที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส

3.2 การวิเคราะห์เรเดียลดิฟฟิวชัน

นำกรดแทนนิกมาตรฐาน (Merck, Germany) มาเตรียมให้มีความเข้มข้น 1, 5, 10 และ 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร โดยใช้เอทานอลร้อยละ 95 เป็นตัวทำละลาย สำหรับการเตรียมสารสกัดเพื่อหาปริมาณแทนนิน ทำโดยชั่งผงสารสกัดเปลือกมังคุดที่เตรียมไว้ในข้อ 1 ปริมาณ 1 กรัม ผสมกับน้ำกลั่นปริมาตร 5 มิลลิลิตร ต้มอุ่นในอ่างอ่างไอน้ำ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที ทิ้งให้เย็นแล้วปรับปริมาตรด้วยน้ำกลั่นจนครบ 8 มิลลิลิตร นำมากรองตะกอนด้วยกระดาษกรองวอทแมนเบอร์ 1 (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) หลังจากนั้นหยดสารสกัดแทนนิน และกรดแทนนิกมาตรฐานแต่ละความเข้มข้นลงในเพลทที่เตรียมไว้ในข้อ 3.1 หลุมละ 15 ไมโครลิตร นำเพลทไปอบในตู้ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 72 ชั่วโมง วัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของวงที่เกิดขึ้นและนำค่าที่ได้มาสร้างกราฟมาตรฐาน ความเข้มข้นของแทนนินในหน่วยมิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร จึงเทียบหาปริมาณแทนนินที่สกัดได้โดยใช้กราฟมาตรฐาน

4. การทดสอบฤทธิ์การยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ด้วยวิธีการดิสก์ดิฟฟิวชัน

4.1 การเตรียมสารสกัดแทนนิน

นำสารสกัดจากเปลือกมังคุดมาละลายในเอทานอลร้อยละ 95 ให้ได้ความเข้มข้นเริ่มต้นของแทนนินที่ 18.69 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร แล้วทำการเจือจางต่อด้วยเอทานอลร้อยละ 95 ให้ได้ความเข้มข้นของแทนนินเท่ากับ 2, 4, 8, 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เพื่อใช้ในการทดสอบฤทธิ์การยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์

4.2 การเตรียมเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์

นำเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ที่ได้ความอนุเคราะห์จากภาควิชาโอสถวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลี้ยงในอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเหลว Mueller Hinton broth (Difco & BBL, USA) โดยบ่มในตู้บเลี้ยงเชื้อ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง หลังจากนั้นนำเชื้อมาแขวนลอยในอาหารเหลวใหม่ ให้ได้ปริมาณเชื้อเท่ากับ 0.5 Mcfarland Standard โดยวัดการดูดกลืนแสงที่ 600 นาโนเมตร เกลี่ยเชื้อให้กระจายทั่วผิวหน้าอาหารเลี้ยงเชื้อแบบกึ่งแข็งชนิด Mueller Hinton Agar (Difco & BBL, USA)

4.3 การทดสอบฤทธิ์ของแทนนินในการยับยั้งเชื้อด้วยวิธีการดิสก์ดิฟฟิวชัน (disk-diffusion)

ทำการทดสอบโดยวิธีดิสก์ดิฟฟิวชัน นำสารแทนนินที่เตรียมไว้ในข้อ 4.1 ปริมาตร 10 ไมโครลิตร หยดลงบนกระดาษกรองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร ที่ผ่านการอบฆ่าเชื้อแล้ว และวางทิ้งไว้ 1 ชั่วโมงเพื่อให้เอทานอลร้อยละ 95 ซึ่งเป็นตัวทำละลาย

ระเหยออกจนหมด หลังจากนั้นนำแผ่นกระดาษกรองวางลงบนจานเลี้ยงเชื้อที่เตรียมไว้ในข้อ 4.2 โดยมีคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 เป็นกลุ่มควบคุมเชิงบวก และเอทานอลร้อยละ 95 เป็นกลุ่มควบคุมเชิงลบ หลังจากนั้นนำไปบ่มที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง และอ่านผลความสามารถในการต้านเชื้อโดยการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของบริเวณยับยั้งเชื้อ (clear zone) โดยทำการทดสอบจำนวน 3 ครั้ง ครั้งละ 3 ซ้ำ แล้วหาค่าเฉลี่ย (mean \pm SD)

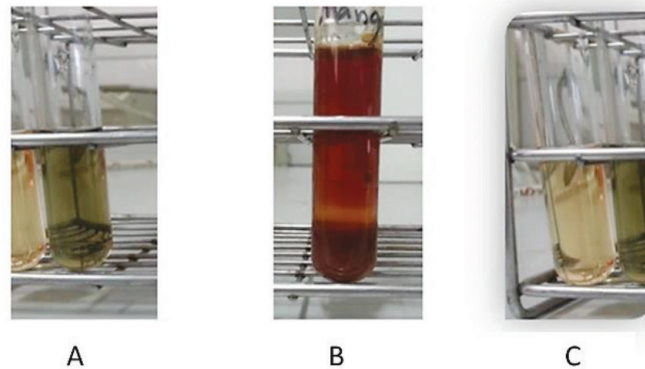
5. การทดสอบทางสถิติ

ทำการทดสอบทางสถิติเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างผลการยับยั้งเชื้อ (mean \pm SD) ของสารสกัดแทนนินที่ได้จากเปลือกมังคุด ที่มีความเข้มข้นเท่ากับ 2, 4, 8, 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร กับคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 ด้วยโปรแกรม GraphPad Prism 9.3.1 ด้วยสถิติ Independent t-test ที่ p-value < 0.05 แสดงถึงความมีนัยสำคัญทางสถิติ

ผลการทดลอง (Results)

1. ผลการทดสอบชนิดแทนนินที่สกัดได้จากเปลือกมังคุด

จากการทดสอบชนิดของแทนนินด้วยเฟอรัริกคลอไรด์ร้อยละ 1 พบการตกตะกอนเป็นสีเขียว และการทดสอบด้วยน้ำปูนใสไม่พบการตกตะกอนสีน้ำตาลเงินเหลืองเทา ดังแสดงในรูปที่ 1A และ B แสดงให้เห็นว่าแทนนินที่สกัดได้จากเปลือกมังคุดเป็นชนิดคอนเดนส์แทนนิน



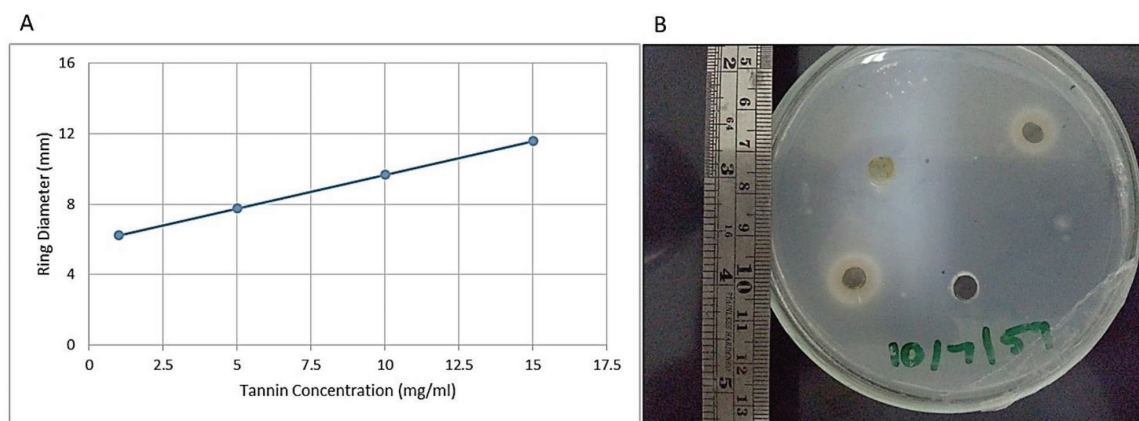
รูปที่ 1 ผลการทดสอบหาชนิดของแทนนินด้วยวิธีทางเคมีโดยการทำปฏิกิริยากับ
A) เฟอร์ริกคลอไรด์ร้อยละ 1, B) น้ำปูนใส และ C) ไม่เติมสารทดสอบ (หลอดควบคุม)

Fig. 1 Chemical test results for the determination of tannin by using
A) 1% ferric chloride, B) lime water and C) without reaction (control).

2. ผลการทดสอบหาปริมาณแทนนินด้วยการวิเคราะห์เรเดียลทิฟวชัน

รูปที่ 2 แสดงผลการทดสอบของปริมาณแทนนิน โดยวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของวงที่เกิดขึ้น (ring diameter) แล้วสร้างกราฟมาตรฐานความเข้มข้นของแทนนินในหน่วยมิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (รูป 2A) และ

หลังการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของวงที่เกิดขึ้นจากการทดสอบ (รูป 2B) แล้วเทียบหาปริมาณแทนนินจากกราฟมาตรฐาน โดยใช้สมการ $y = 0.383x + 5.8405$ ซึ่งพบว่าความเข้มข้นของแทนนินที่สกัดได้จากเปลือกมังคุด (x) = 18.69 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร



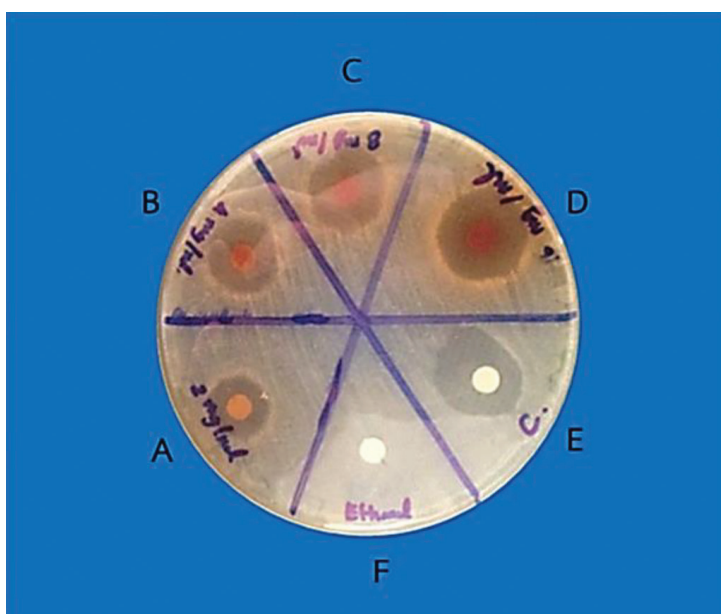
รูปที่ 2A) กราฟมาตรฐานของสารแทนนินตามความเข้มข้นและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของวงที่เกิดขึ้นและ
B) ลักษณะของวงที่เกิดขึ้นในการศึกษาปริมาณสารสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุด

Fig. 2A) The standard curve of tannin showing the increasing concentrations and ring diameters and
B) the formed rings of tannin extracted from *Garcinia mangostana* L. peels.

3. ผลการทดสอบฤทธิ์การยับยั้งเชื้อด้วยวิธีการดิสก์ดифฟิวชั่น

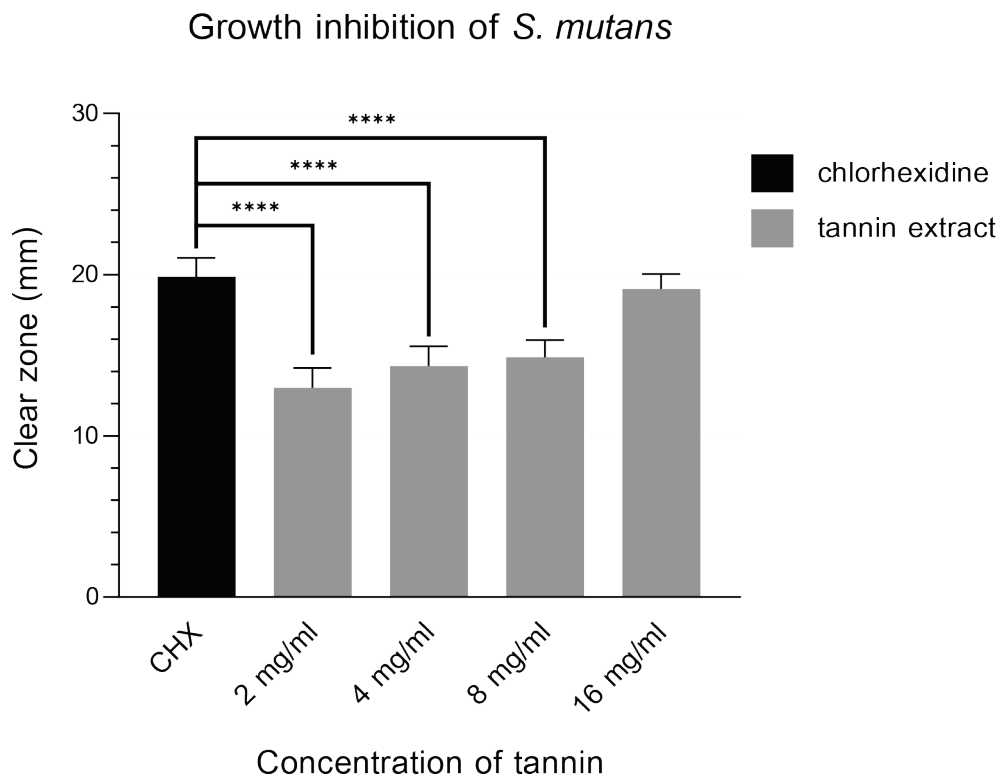
ผลการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ของแทนนินจากเปลือกมังคุด ที่มีความเข้มข้นของแทนนิน 2, 4, 8, 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร คลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 และเอทานอลร้อยละ 95 วัดได้จากขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของบริเวณยับยั้งเชื้อ ดังผลที่แสดงในรูปที่ 3 และกราฟที่แสดงในรูปที่ 4 โดยแทนนินที่สกัดได้จาก

เปลือกมังคุดมีค่าเฉลี่ยการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์เท่ากับ 13 ± 1.2 , 14.3 ± 1.2 , 14.9 ± 1.1 และ 19.1 ± 0.9 มิลลิเมตรตามลำดับ ซึ่งมีประสิทธิภาพมากขึ้นเมื่อความเข้มข้นสูงขึ้น และค่าเฉลี่ยการยับยั้งเชื้อของคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 มีค่าเท่ากับ 19.9 ± 1.2 มิลลิเมตร ซึ่งสูงที่สุด ขณะที่เอทานอลร้อยละ 95 ไม่พบบริเวณการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์



รูปที่ 3 ผลการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ของแทนนินจากเปลือกมังคุดที่ความเข้มข้น 2 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (A), 4 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (B), 8 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (C), 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (D), คลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 (E), และเอทานอลร้อยละ 95 (F).

Fig. 3 Inhibitory effect of tannin from *Garcinia mangostana* L. peels at concentrations of 2 mg/ml (A), 4 mg/ml (B), 8 mg/ml (C), 16 mg/ml (D), 0.12% chlorhexidine (E) and 95% ethanol (F) on *S. mutans*.



**** means statistically significant difference compared to chlorhexidine at $P < 0.0001$

รูปที่ 4 กราฟแสดงค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลาง (mean \pm SD) ในการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ของแทนนินจากเปลือกมังคุดที่ความเข้มข้นต่าง ๆ เปรียบเทียบกับคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12

Fig. 4 The mean diameters (mean \pm SD) in *S. mutans* inhibition by tannins from *Garcinia mangostana* L. peels at various concentrations, compared to the 0.12% chlorhexidine.

4. ผลการทดสอบทางสถิติ

จากผลการทดสอบทางสถิติพบว่าฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ของสารสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุดที่ความเข้มข้น 2, 4 และ 8 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ซึ่งมีค่าเฉลี่ยบริเวณยับยั้งเชื้อ 13 ± 1.2 , 14.3 ± 1.2 และ 14.9 ± 1.1 มิลลิเมตร ตามลำดับมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับคลอเฮกซิดีนร้อยละ

0.12 ซึ่งมีค่าเฉลี่ยบริเวณยับยั้งเชื้อ 19.9 ± 1.2 มิลลิเมตร ที่ $p\text{-value} < 0.0001$ ในขณะที่สารสกัดแทนนินที่ความเข้มข้น 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ซึ่งมีค่าเฉลี่ยบริเวณยับยั้งเชื้อ 19.1 ± 0.9 มิลลิเมตร ไม่มีความแตกต่างทางสถิติกับผลการยับยั้งเชื้อของคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 (รูปที่ 4)

บทวิจารณ์ (Discussion)

แทนนินเป็นสารที่พบได้จากพืชหลากหลายชนิด ไม่ว่าจะเป็นเปลือกมังคุด เปลือกกล้วยหอม หรือใบชา โดยพบว่ามีความหลากหลายวิธีที่สามารถใช้ในการสกัดแทนนินจากพืช ไม่ว่าจะเป็นการสกัดด้วยน้ำ เอทานอล หรืออะซีโตน และอีกหลากหลายวิธี ยกตัวอย่างเช่น จากการทดลองของ Sung และคณะ ในปี 2012 เมื่อทำการสกัดแทนนินจากชาเขียวด้วยเอทานอล พบว่าให้ปริมาณสารสกัดแทนนินสูงที่สุด (21) ดังนั้นทางคณะผู้วิจัยจึงเลือกวิธีการดังกล่าวในการทดลอง โดยจากการทดสอบแทนนินที่สกัดได้จากเปลือกมังคุดนั้น พบว่าเป็นชนิดคอนเดนส์แทนนิน ในปี 1999 Cowan ได้กล่าวถึงผลการยับยั้งเชื้อของสารสกัดแทนนินหรืออนุพันธ์ซึ่งรวมถึงโพลีฟีนอล คาเทชิน ควิโนน และฟลาโวน (flavone) ซึ่งมีผลยับยั้งไวรัสและแบคทีเรียชนิดต่าง ๆ เช่น วัณโรค คอเลอเร (Vibrio cholerae), ชิเกลล่า (Shigella), สเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ และเชื้ออื่น ๆ (8) อย่างที่ทราบกันดีว่าเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ เป็นแบคทีเรียชนิดสำคัญที่เป็นสาเหตุของโรคฟันผุด้วยกลไกการสร้างกรดแลคติกมาทำลายโครงสร้างของฟัน เกิดเป็นฟันผุขึ้น ดังนั้นการกำจัดเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ จึงเป็นหนึ่งในวิธีที่สามารถป้องกันการเกิดฟันผุได้ มีการวิจัยพบว่าแทนนินที่สกัดจากเปลือกมังคุดมีฤทธิ์ในการยับยั้งไบโอฟิล์มของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ และเชื้อพอร์ไฟโรโมนัส จึงจีวาลิส (Porphyromonas gingivalis) ซึ่งเป็นแบคทีเรียก่อโรคฟันผุและเหงือกอักเสบในช่องปาก (24) นอกจากนี้แทนนินที่สกัดได้จากเปลือกมังคุดแล้ว ยังมีงานวิจัยที่รายงานว่าแทนนิน รวมทั้งสารอนุพันธ์ เช่น โพลีฟีนอล ที่สกัดได้จากพืชหลากหลายชนิดสามารถยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ได้เช่นกัน (25-27) และมีรายงานพบว่า สารคาเทชิน มีฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรียหลายชนิด โดยเฉพาะความสามารถในการยับยั้งเอนไซม์กลูโคซิลทรานส์เฟอเรสของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ (28,29) ซึ่งเป็นเอนไซม์ที่มีบทบาทสำคัญในการสร้างไบโอฟิล์มของเชื้อ ที่เป็นสาเหตุนำไปสู่โรคฟันผุ โดยผลการยับยั้งคาดว่าเกิดจากการที่สารสร้างพันธะกับ

โปรตีนได้เป็นคอมเพล็กซ์ (8) จึงเป็นการขัดขวางกระบวนการทำงานของเอนไซม์ดังกล่าว จึงมีผลกับการสร้างพลังงานและการเจริญของเชื้อ สารสกัดแทนนินหรืออนุพันธ์ยังสามารถยับยั้งกระบวนการอื่นๆ ของเชื้อได้จากการสร้างคอมเพล็กซ์กับเอนไซม์นอกผิวเซลล์ (envelope transport proteins) รวมทั้งแอดฮีซิน (adhesins) และโพลีแซคคาไรด์ (polysaccharides) นอกจากนี้ มีการวิจัยพบร้อยละการลดลงของการพุทตามร่องฟัน (fissure caries) ร้อยละ 40 ที่เกิดจากเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ในหนูที่ได้รับอาหารที่มีคาเทชินร้อยละ 0.1 เป็นส่วนประกอบ (30) ในปี 2012 ตรีสุวรรณและคณะ (27) พบว่าสารสกัดโพลีฟีนอลจากเปลือกมังคุดสามารถยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ ได้ที่ความเข้มข้นต่ำสุดในการยับยั้งการเจริญคือ 0.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร และความเข้มข้นต่ำสุดในการฆ่าเชื้อคือ 1 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ในปัจจุบันคลอเฮกซิดีนเป็นสารที่มีการใช้อย่างแพร่หลายในการลดปริมาณเชื้อในช่องปาก แต่ด้วยผลข้างเคียงของการใช้ ไม่ว่าจะเป็นการติดสีที่ตัวฟันหรือเนื้อเยื่อในช่องปาก การเปลี่ยนแปลงการรับรสหรือการหลุดลอกของเนื้อเยื่อในช่องปาก (4) ปัจจุบันจึงมีงานวิจัยที่มุ่งเน้นหาสารสกัดจากธรรมชาติที่มีฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อในช่องปากได้โดยมีผลข้างเคียงที่น้อยลงซึ่งแทนนินก็เป็นหนึ่งในสารสกัดจากธรรมชาติที่มีงานวิจัยหลากหลายกล่าวถึง อย่างไรก็ตาม การนำแทนนินมาใช้ในการลดปริมาณเชื้อในช่องปากนั้น ยังไม่มีการใช้กันอย่างแพร่หลาย ซึ่งได้นำมาสู่ความสนใจของผู้วิจัยในการศึกษาการใช้แทนนินในการกำจัดเชื้อในช่องปาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ซึ่งเป็นเชื้อก่อโรคฟันผุในช่องปากที่สำคัญ โดยเปรียบเทียบระหว่างผลการยับยั้งเชื้อของแทนนินกับคลอเฮกซิดีนซึ่งเป็นสารเคมีที่นิยมใช้สำหรับการฆ่าเชื้อในช่องปากในปัจจุบัน โดยในงานวิจัยที่ผ่านมายังไม่มีการเปรียบเทียบผลของการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์กับคลอเฮกซิดีนหรือสารเคมีตัวอื่น ๆ จากผลการทดลองของคณะผู้วิจัยทำให้พบว่าสารสกัดแทนนินจากเปลือกมังคุดที่ความเข้มข้น 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร

มีผลในการยับยั้งเชื้อ สเตร็ปโตคอคคัส มิวแทนส์ ไม่แตกต่างกับคลอเฮกซิดีนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95

แม้ว่าคลอเฮกซิดีนเป็นสารที่มีคุณสมบัติในการยับยั้งเชื้อในช่องปากที่ดี แต่มีผลข้างเคียงที่ไม่พึงประสงค์หลายประการ ดังนั้นจึงเป็นแนวทางในการพัฒนาการใช้สารสกัดแทนนินเพื่อเสริมหรือทดแทนฤทธิ์การยับยั้งเชื้อของคลอเฮกซิดีนและลดผลข้างเคียง ซึ่งแนวทางดังกล่าวยังจำเป็นต้องได้รับการศึกษาต่อไปในอนาคต โดยการนำสารทั้งสองชนิดมาทดสอบเพื่อศึกษาฤทธิ์ร่วมในการยับยั้งเชื้อเชื้อสเตร็ปโตคอคคัส มิวแทนส์ หากผลในการศึกษาพบว่าเมื่อใช้สารทั้งสองชนิดร่วมกันแล้วสามารถเสริมฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อสเตร็ปโตคอคคัส มิวแทนส์ จึงสามารถนำสารสกัดแทนนินมาใช้ทดแทนหรือเสริมฤทธิ์ของคลอเฮกซิดีนได้ นอกจากนี้แทนนินมีคุณสมบัติในการยับยั้งการเกาะติดของเชื้อ ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่น่าสนใจในการนำมาศึกษาต่อไปด้วยเช่นกัน

บทสรุป (Conclusions)

จากผลการศึกษาในครั้งนี้พบว่า แทนนินที่ได้จากการสกัดเปลือกมังคุดด้วยเอทานอลเป็นแทนนินชนิดคอนเดนส์แทนนิน โดยสารสกัดแทนนินที่ความเข้มข้นที่ 16 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีฤทธิ์ในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตร็ปโตคอคคัส มิวแทนส์ (ค่าเฉลี่ยบริเวณยับยั้งเชื้อเท่ากับ 19.1 ± 0.9 มิลลิเมตร) ไม่แตกต่างจากคลอเฮกซิดีนร้อยละ 0.12 (ค่าเฉลี่ยบริเวณยับยั้งเชื้อเท่ากับ 19.9 ± 1.2 มิลลิเมตร)

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgements)

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณนักวิทยาศาสตร์ ภาควิชาโษษุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ได้ให้ความช่วยเหลือในการทำงานวิจัยครั้งนี้ และขอขอบคุณภาควิชาโษษุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ให้ความอนุเคราะห์ให้การใช้สถานที่และอุปกรณ์ในการทำวิจัย

ผลประโยชน์ทับซ้อน (Conflicts of Interest)

งานวิจัยนี้คณะผู้วิจัยไม่มีผลประโยชน์ทับซ้อนกับองค์กรใด ๆ

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Featherstone JD. Dental caries: a dynamic disease process. Aust Dent J. 2008;53(3):286-91.
2. Rozier RG. Effectiveness of methods used by dental professionals for the primary prevention of dental caries. J Dent Educ. 2001; 65(10):1063-72.
3. Tsai TH, Tsai TH, Chien YC, Lee CW, Tsai PJ. *In vitro* antimicrobial activities against cariogenic streptococci and their antioxidant capacities: A comparative study of green tea versus different herbs. Food Chem. 2008;110(4): 859-64.
4. Lim KS, Kam PC. Chlorhexidine-pharmacology and clinical applications. Anaesth Intensive Care. 2008;36(4):502-12.
5. Ferrazzano GF, Amato I, Ingenito A, De Natale A, Pollio A. Anti-cariogenic effects of polyphenols from plant stimulant beverages (cocoa, coffee, tea). Fitoterapia. 2009;80(5):255-62.
6. Bhardwaj A, Bhardwaj SV. Role of medicinal herbs in prevention and treatment of dental diseases. Annals Ayurvedic Med. 2012;1(3):95-101.
7. Pornchaloempong P, Rattnaapnone N. Tannin [Internet]. Bangkok: Food Network Solution; 2010 [cited 2021 Oct 27] Available from: <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/2376>.
8. Cowan MM. Plant products as antimicrobial agent. Clin Microbiol Rev. 1999;12(4):564-82.

9. Akiyama H, Fujii K, Yamasaki O, Oono T, Iwatsuki K. Antibacterial action of several tannins against *Staphylococcus aureus*. J Antimicrob Chemother. 2001;48(4):487-91.
10. Geissman TA. Chapter X - flavonoid compounds, tannins, lignins and, related compounds. In: Florkin M, Stotz EH, editors. Comp Biochem. 9. NewYork: Elsevier; 1963. p. 213-50.
11. Haslam E. Natural polyphenols (vegetable tannins) as drugs: possible modes of action. J Nat Prod. 1996;59(2):205-15.
12. Stern JL, Hagerman AE, Steinberg PD, Mason PK. Phlorotannin-protein interactions. J Chem Ecol. 1996;22(10):1887-99.
13. Goyal D, Sharma S, Mahmood A. Inhibition of dextranucrase activity in *Streptococcus mutans* by plant phenolics. Indian J Biochem Biophys. 2013;50(1):48-53.
14. Monchois V, Willemot RM, Monsan P. Glucansucrases: mechanism of action and structure-function relationships. FEMS Microbiol Rev. 1999;23(2):131-51.
15. Xu RR, Yang WD, Niu KX, Wang B, Wang WM. An Update on the evolution of glucosyltransferase (Gtf) genes in Streptococcus. Front Microbiol. 2018;9:2979. doi.org/10.3389/fmicb.2018.02979.
16. Ito K, Ito S, Shimamura T, Weyand S, Kawarasaki Y, Misaka T, et al. Crystal structure of glucansucrase from the dental caries pathogen *Streptococcus mutans*. J Mol Biol. 2011;408(2): 177-86.
17. Smullen J, Koutsou GA, Foster HA, Zumbe A, Storey DM. The antibacterial activity of plant extracts containing polyphenols against *Streptococcus mutans*. Caries Res. 2007;41(5): 342-9.
18. Sieniawska E, Baj T. Tannins. In: Badal S, Delgoda R, editors. Pharmacognosy. Boston: Academic Press; 2017. p. 199-232.
19. Scalbert A. Antimicrobial properties of tannins. Phytochemistry. 1991;30(12):3875-83.
20. Jones GA, McAllister TA, Muir AD, Cheng KJ. Effects of Sainfoin (*Onobrychis viciifolia* Scop.) Condensed tannins on growth and proteolysis by four strains of ruminal bacteria. Appl Environ Microbiol. 1994;60(4):1374-8.
21. Sung SH, Kim KH, Jeon BT, Cheong SH, Park JH, Kim DH, et al. Antibacterial and antioxidant activities of tannins extracted from agricultural by-products. J Med Plants Res. 2012;6(15):3072-9.
22. Piriyaopakul T, Wacharachaisurapol N. Development of determination method for total tannins in medical plants [special project, Pharm.D.]. Bangkok: Mahidol University; 2002.
23. Hagerman AE. Radial diffusion method for determining tannin in plant extracts. J Chem Ecol. 1987;13(3):437-49.
24. Widyarman AS, Lay SH, Wendhita IP, Tjakra EE, Murdono FI, Binartha CTO. Indonesian Mangosteen fruit (*Garcinia mangostana* L.) peel extract inhibits *Streptococcus mutans* and *Porphyromonas gingivalis* in biofilms In vitro. Contemp Clin Dent. 2019;10(1):123-8.
25. Ferrazzano GF, Amato I, Ingenito A, Zarrelli A, Pinto G, Pollio A. Plant polyphenols and their anti-cariogenic properties: A review. Molecules. 2011;16(2):1486-507.
26. Wu-Yuan CD, Chen CY, Wu RT. Gallotannins inhibit growth, water-insoluble glucan synthesis, and aggregation of mutans streptococci. J Dent Res. 1988;67(1):51-5.

27. Treesuwan P, Juntavee A, Rattana-thongkom A, Peerapattana J, Nualkaew N, Chatchiwatana S. Inhibitory effects of polyphenol from mangosteen extracts on *Streptococcus mutans* *in vitro*. Isan J Pharm Sci. 2012;8(1):221-6.

28. Xu X, Zhou XD, Wu CD. The tea catechin epigallocatechin gallate suppresses cariogenic virulence factors of *Streptococcus mutans*. Antimicrob Agents Chemother. 2011;55(3):1229-36.

29. Nakahara K, Kawabata S, Ono H, Ogura K, Tanaka T, Ooshima T, et al. Inhibitory effect of oolong tea polyphenols on glycosyltransferases of mutans Streptococci. Appl Environ Microbiol. 1993;59(4):968-73.

30. Ooshima T, Minami T, Aono W, Izumitani A, Sobue S, Fujiwara T, et al. Oolong tea polyphenols inhibit experimental dental caries in SPF rats infected with mutans streptococci. Caries Res. 1993;27(2):124-9.

ติดต่อบทความ:

ผศ.ดร.ทพญ.สิริลักษณ์ ตีรณธนากุล
ภาควิชาโสตจักษุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23
เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110
โทรศัพท์: 02-6495000 ต่อ 15126
อีเมลล์ siriluk@m.swu.ac.th

Corresponding author:

Assist.Prof.Dr.Siriluck Tiranathanagul
Department of Stomatology, Faculty of Dentistry,
Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd,
Wattana, Bangkok 10110 Thailand.
Tel: (662) 6495000 ext. 15126
E-mail: siriluk@m.swu.ac.th

แนวโน้มการใช้อะมัลกัมและความคิดเห็นเกี่ยวกับนโยบายการลดการใช้ อะมัลกัมของทันตแพทย์ในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ขวัญชนก อยู่เจริญ* กัทรารณ กระจ่างสวัสดิ์** ธัญชนก เรียรگانนท์** มณฑิตา ไตรวรรณกัญชย์**
ณภัทร กิตติศรีวรพันธ์** วรวัชร คงสกุล** นิสดา ธเนศวร***

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาแนวโน้มการใช้อะมัลกัมในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และเพื่อทราบถึงความคิดเห็นของทันตแพทย์ผู้ปฏิบัติงานต่อการลดการใช้หรือเลิกใช้อะมัลกัม

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ส่วนที่ 1 เป็นการศึกษาวิเคราะห์ข้อมูลย้อนหลังจากแฟ้มประวัติผู้ป่วยที่ได้รับการอุดฟันระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561 ในระบบเวชระเบียน บันทึกความถี่และร้อยละของการใช้วัสดุอุดฟันชนิดต่าง ๆ ส่วนที่ 2 เป็นการสอบถามทันตแพทย์ผู้ปฏิบัติงาน เกี่ยวกับการใช้อะมัลกัมหรือวัสดุอุดฟันชนิดอื่น ๆ และความคิดเห็นเกี่ยวกับนโยบายการลดการใช้อะมัลกัม

ผลการทดลอง: พบการลดลงของการใช้อะมัลกัมอย่างต่อเนื่อง ทั้งในฟันน้ำนมและฟันแท้ โดยพบการใช้วัสดุอุดฟันอะมัลกัมคิดเป็นร้อยละ 19.07, 18.71, 15.11, 12.85 และ 11.95 ในช่วงปี พ.ศ. 2557-2561 ตามลำดับ จากแบบสอบถามพบว่าทันตแพทย์ส่วนใหญ่ยังคงใช้อะมัลกัม แม้จะรายงานการใช้ที่ลดลง แต่ก็มีความคิดเห็นว่าวัสดุอะมัลกัมยังคงมีความจำเป็น ในกรณีไม่สามารถควบคุมความชื้นได้ การมีข้อจำกัดเรื่องค่าใช้จ่าย และกรณีผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง

สรุป: ในระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ มีแนวโน้มการใช้อะมัลกัมลดลง ทันตแพทย์ส่วนใหญ่รายงานการลดการใช้อะมัลกัม แต่ยังคงเห็นว่าอะมัลกัมมีความจำเป็นในบางกรณี

คำสำคัญ: อะมัลกัม ปรอท แนวโน้มการใช้ วัสดุอุดฟัน

Received Date: Dec 14, 2021

Revised Date: Feb 10, 2022

Accepted Date: May 02, 2022

*ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็กและทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

**คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

***ภาควิชาโอบุสสุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

Amalgam usage tendency and dentists' opinion on amalgam phase down policy at Dental Hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

Kwanchanok Youcharoen* **Pattaratorn Krajangsawatdi**** **Tanchanok Tiankanon****
Montita Towattakawanit** **Napat Kitisriworapan**** **Worawachara Kongsakul****
Nirada Dhanesuan***

Abstracts

Objective: To study amalgam usage trend in Dental Hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University and dentists' opinion on phase down/ phase out of amalgam.

Materials and Methods: The first part was a retrospective study from patients' record between 2014-2018. Frequency and percentage of filling materials used were collected and analyzed. In part 2, a survey was conducted regarding dentists' usage of amalgam or other filling materials as well as their opinions on amalgam phase down policy.

Results: The declination of amalgam usage was found both in primary and permanent teeth. Amalgam usage percentage was 19.07, 18.71, 15.11, 12.85 and 11.95 during 2014- 2018, consecutively. Most dentists reported the reduction of amalgam usage although they agreed that amalgam was still necessary in case of difficult moisture control, case of financial concern and cases with high caries risk.

Conclusions: Between 2014-2018, there was a declination of amalgam usage in Dental Hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University. Most dentists reported the reduction in amalgam usage but gave opinion that amalgam was still necessary in certain cases.

Keyword: Amalgam, Mercury toxicity, Usage tendency, Filling material.

**Department of Pedodontic and Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110, Thailand.*

***Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110, Thailand.*

****Department of Stomatology, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110, Thailand.*

บทนำ (Introduction)

วัสดุอะมัลกัม (Dental amalgam) เป็นที่รู้จักอย่างกว้างขวางและถูกใช้ในงานทันตกรรมบูรณะมาอย่างต่อเนื่องยาวนานกว่า 165 ปี (1) ข้อดีที่สำคัญรวมถึงการเป็นวัสดุที่มีราคาไม่สูง ใช้งานง่าย และมีความทนทาน วัสดุอะมัลกัมเกิดจากการผสมระหว่างโลหะเจือ (Alloy) กับปรอท (Mercury: Hg) ร้อยละ 42-45 โดยน้ำหนัก โดยโลหะเจือที่ใช้มีส่วนประกอบหลักคือ เงิน (Silver: Ag) ส่วนประกอบอื่นได้แก่ ดีบุก (Tin: Sn) ทองแดง (Copper: Cu) และสังกะสี (Zinc: Zn) (2)

ในบรรดาองค์ประกอบเหล่านี้ ปรอทเป็นส่วนที่ได้รับความสนใจมากที่สุด โดยเฉพาะในระยะหลังที่มีการตื่นตัวของประชาคมโลกต่อมลพิษต่าง ๆ เกิดการตระหนักถึงอันตรายจากปรอทที่มีต่อสุขภาพของมนุษย์และสิ่งแวดล้อม โครงการสิ่งแวดล้อมแห่งสหประชาชาติ (United Nations Environment Programme: UNEP) ร่วมกับรัฐบาลประเทศต่าง ๆ องค์การระหว่างประเทศ และองค์กรเอกชน ได้พัฒนาอนุสัญญามินามาตะว่าด้วยปรอท (The Minamata Convention on Mercury) ขึ้นในปี 2013 (3) หนึ่งในสาระสำคัญของอนุสัญญานี้ได้แก่ กำหนดมาตรการควบคุมการปล่อยมลพิษปรอทสู่สิ่งแวดล้อม ซึ่งผลกระทบทางทันตกรรมที่ตามมา ได้แก่ เกิดนโยบายการลดการใช้วัสดุอะมัลกัม (amalgam phase-down) รวมถึงส่งเสริมการป้องกันการได้รับปรอทจากอะมัลกัมต่อคนและสิ่งแวดล้อม เช่น การใช้เครื่องแยกอะมัลกัมก่อนปล่อยของเสียที่มีปรอทเจือปนลงสู่แม่น้ำ เป็นต้น (4) ประเด็นเรื่องความเป็นพิษของสารปรอทต่อสิ่งแวดล้อมนั้น มีข้อพิสูจน์ค่อนข้างชัดเจน เช่น เมื่อกำจัดปรอทอย่างไม่เหมาะสมหรือทิ้งปรอทลงสู่แหล่งน้ำโดยปรอทจะถูกเปลี่ยนรูปโดยแบคทีเรียในน้ำไปอยู่ในรูปของเมทิลเมอร์คิวรี (methyl mercury) และเข้าสู่ห่วงโซ่อาหารโดยเข้าไปสะสมอยู่ในปลา และเมื่อคนกินปลาปรอทจะไปสะสมเป็นสารพิษในร่างกายและส่งผลเสียในระยะยาว (5)

ในประเด็นความเป็นพิษของสารปรอทจากวัสดุอะมัลกัมต่อคนไข้ที่ได้รับการอุดฟันด้วยอะมัลกัมนั้น ยังคงเป็นที่ถกเถียง แต่ก็ยังไม่มียุทธศาสตร์ของข้อขัดแย้งที่แน่นอน จนถึงปัจจุบัน ยังไม่สามารถหาข้อสรุปและหลักฐานทางวิทยาศาสตร์ที่หนักแน่นและเป็นที่ยอมรับได้ว่าอะมัลกัมส่งผลเสียต่อสุขภาพ การศึกษาในสตรีมีครรภ์และทารก พบว่าแม้ปรอทจะสามารถผ่านแนวกันระหว่างเลือดและสมอง (blood-brain barrier) รวมถึงรกได้ หลักฐานจากการศึกษาที่มีไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างการได้รับสารปรอทจากอะมัลกัมกับการเกิดผลข้างเคียงระหว่างตั้งครรภ์และน้ำนมแรกคลอดของทารก รวมถึงไม่พบผลกระทบต่อทารกจากการได้รับน้ำนมมารดาที่มีวัสดุอะมัลกัมในช่องปาก (6) สำหรับการศึกษาทางคลินิกในเด็กอายุต่ำกว่า 6 ปี ไม่พบผลกระทบต่อพัฒนาการ การทำงานของสมองและระบบประสาทจากการได้รับปรอทจากวัสดุอะมัลกัม (7,8) ส่วนในกลุ่มประชากรเด็กที่มีอายุ 6 ปีขึ้นไปที่มีวัสดุอะมัลกัมในช่องปาก ปริมาณสารปรอทที่วัดได้อยู่ในระดับต่ำกว่าเกณฑ์ที่จะส่งผลกระทบต่อสุขภาพ (9-13) จากข้อมูลดังกล่าว เป็นไปในทิศทางเดียวกับแถลงการณ์ของ International Association for Dental Research เกี่ยวกับการใช้อะมัลกัมทางทันตกรรม โดยยืนยันความปลอดภัยของการใช้วัสดุอะมัลกัมในผู้ป่วยที่ไม่มีอาการแพ้ส่วนประกอบของอะมัลกัมหรือมีโรคไตขั้นรุนแรง โดยยังคงให้การสนับสนุนการลดการใช้อะมัลกัม แต่ยังคงสนับสนุนให้ยังมีวัสดุอะมัลกัมอยู่เนื่องจากยังเป็นวัสดุที่ดีและยังไม่สามารถหาวัสดุอื่นมาทดแทนได้โดยพิจารณาจากทั้งแง่การใช้งานทางคลินิก และค่าใช้จ่าย (14)

สำหรับในต่างประเทศ แนวทางการใช้วัสดุอะมัลกัมก็มีความแตกต่างกัน ในกลุ่มประเทศสแกนดิเนเวีย มีนโยบายที่ชัดเจน ประเทศนอร์เวย์และประเทศสวีเดนได้ยกเลิกการใช้อะมัลกัมในทางทันตกรรม ตั้งแต่ปี ค.ศ. 2008 และ 2009 ตามลำดับ (15) ประเทศเดนมาร์กและฟินแลนด์มีการใช้วัสดุอะมัลกัมอย่างจำกัดเฉพาะในบางกรณี ประเทศที่พัฒนาแล้วอื่น ๆ มีนโยบายที่

แตกต่างกันออกไป แต่ในภาพรวมก็คือมีการลดการใช้งานอะมัลกัม เช่น ประเทศเนเธอร์แลนด์ได้ลดการใช้อะมัลกัมลงเหลือเพียงร้อยละ 1 ประเทศญี่ปุ่นลดการใช้อะมัลกัมเนื่องจากปัญหาความสวยงามและสิ่งแวดล้อม โดยได้ใช้เรซินคอมโพสิต (resin composite) กลาสส์ไอโอโนเมอร์ (glass ionomer) และทอง เงิน หรือ แพลเลเดียม ทดแทน (16) ประเทศสหรัฐอเมริกา ยังคงมีการใช้อะมัลกัมอย่างต่อเนื่อง แต่ใช้ในปริมาณน้อยลงแต่ไม่สามารถยกเลิกการใช้ให้หมดไปได้ (4)

จากความก้าวหน้าของเทคโนโลยีทางทันตกรรม ในปัจจุบัน ที่มีการพัฒนาการผลิตวัสดุและแนวทางการบูรณะฟันที่หลากหลาย นอกเหนือจากการใช้อะมัลกัมสำหรับทันตแพทย์ได้เลือกใช้มากขึ้น ที่สำคัญได้แก่การพัฒนาคุณภาพของวัสดุอุดสีเหมือนฟัน (tooth color filling materials) ให้มีความทนทาน มีการใช้งานที่ง่ายขึ้น อีกทั้งการปรับแนวคิดทางทันตกรรมอนุรักษ์ (minimal Invasive dentistry: MID) ที่เริ่มมาทดแทนหลักการบูรณะฟันแบบขยายเพื่อป้องกัน (prevention for extension) ของ GV Black (17) สิ่งเหล่านี้จะช่วยให้เกิดการลดการใช้งานวัสดุอะมัลกัมเป็นไปได้อย่างชัดเจน

สำหรับประเทศไทย ได้มีการลงนามเข้าร่วมภาคีสมาชิกของอนุสัญญาไมนามาตะว่าด้วยปรอท โดยมีผลบังคับใช้ตั้งแต่ 20 กันยายน พ.ศ. 2560 (ค.ศ. 2017) (18) อย่างไรก็ตาม จวบจนปัจจุบันนี้ยังไม่มีรายงานแนวโน้มการใช้งานอะมัลกัมในประเทศไทย การศึกษาในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทราบถึงแนวโน้มการใช้งานวัสดุอะมัลกัม และสำรวจความคิดเห็นของทันตแพทย์ในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ (มศว) ในช่วงระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561 ต่อการใช้หรือการเลิกใช้อะมัลกัม เพื่อนำความรู้ที่ได้มาเป็นแนวทางในการพัฒนาการใช้วัสดุอุดฟันให้มีความสอดคล้องและเท่าทันกับมาตรฐานวิชาชีพในปัจจุบัน เพื่อลดผลเสียต่อตัวทันตแพทย์เอง ผู้ป่วยและสิ่งแวดล้อม รวมถึงเพื่อให้เกิดการใช้งานวัสดุอย่างเป็นประโยชน์อย่างสูงสุด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การศึกษาครั้งนี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ในส่วนแรกเป็นการศึกษาข้อมูลย้อนหลังจากเวชระเบียน (retrospective cohort study) โดยทำการสำรวจเพิ่มประวัติผู้ป่วยที่ได้รับการอุดฟันระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561 (ค.ศ. 2014-2018) ในระบบเวชระเบียนของคลินิกการเรียนการสอนและคลินิกบริการทันตกรรมโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ทำการบันทึกความถี่และร้อยละของการใช้วัสดุอุดฟันชนิดต่าง ๆ ทั้งวัสดุอะมัลกัมและวัสดุสีเหมือนฟันในฟันน้ำนมและฟันแท้ เปรียบเทียบระหว่างการใช้วัสดุอะมัลกัมกับวัสดุสีเหมือนฟัน โดยใช้สถิติเชิงบรรยาย (descriptive statistics) สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) ร่วมกับสถิติการเปรียบเทียบภายหลัง (Post Hoc Comparison) ชนิดตุ๊กเกอชเอสดี (Tukey HSD) และการวิเคราะห์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson product moment correlation)

ส่วนที่ 2 เป็นการวิจัยเชิงสำรวจแบบตัดขวาง (Cross-sectional descriptive study) โดยใช้แบบสอบถามที่ผู้วิจัยสร้างขึ้น เพื่อสอบถามประชากรทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานในคลินิกการเรียนการสอนและคลินิกบริการทันตกรรม โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในปี พ.ศ. 2562 (ค.ศ. 2019) ทุกท่านที่ยินดีให้ความร่วมมือตอบแบบสอบถามเป็นจำนวนทั้งสิ้น 104 คน แบบสอบถามมีเนื้อหาเป็น 2 ตอน ตอนแรกเป็นแบบสำรวจเกี่ยวกับสถานภาพทั่วไปของผู้ตอบแบบสำรวจ ชื่อ-สกุล อายุ เพศ ระดับการศึกษา ประสบการณ์การทำงานภายหลังสำเร็จทันตแพทยศาสตรบัณฑิต ตอนที่ 2 เป็นแบบสำรวจความคิดเห็นเกี่ยวกับปัจจัยที่มีผลต่อการเลือกใช้อะมัลกัม อันประกอบด้วยปัจจัยด้านวัสดุ ปัจจัยด้านผู้ป่วย และปัจจัยด้านทันตแพทย์

ในขั้นตอนการพัฒนาแบบสอบถามดังกล่าว ได้มีการตรวจสอบความเที่ยงตรงเชิงเนื้อหา (Content Validity) โดยทันตแพทย์ 5 ท่าน และประเมินค่าความสอดคล้องระหว่างวัตถุประสงค์กับเนื้อหา (Index of item-objective congruence: IOC) แบบสอบถามดังกล่าว ได้มีทั้งแบบกระดาษและแบบออนไลน์ ตามความประสงค์ของทันตแพทย์ผู้ตอบแบบสอบถาม นำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์โดยใช้สถิติเชิงบรรยาย

งานวิจัยนี้ได้ผ่านการรับรองโดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในการทำวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่รับรอง DENTSWU-EC18/2561

ผลการทดลอง (Results)

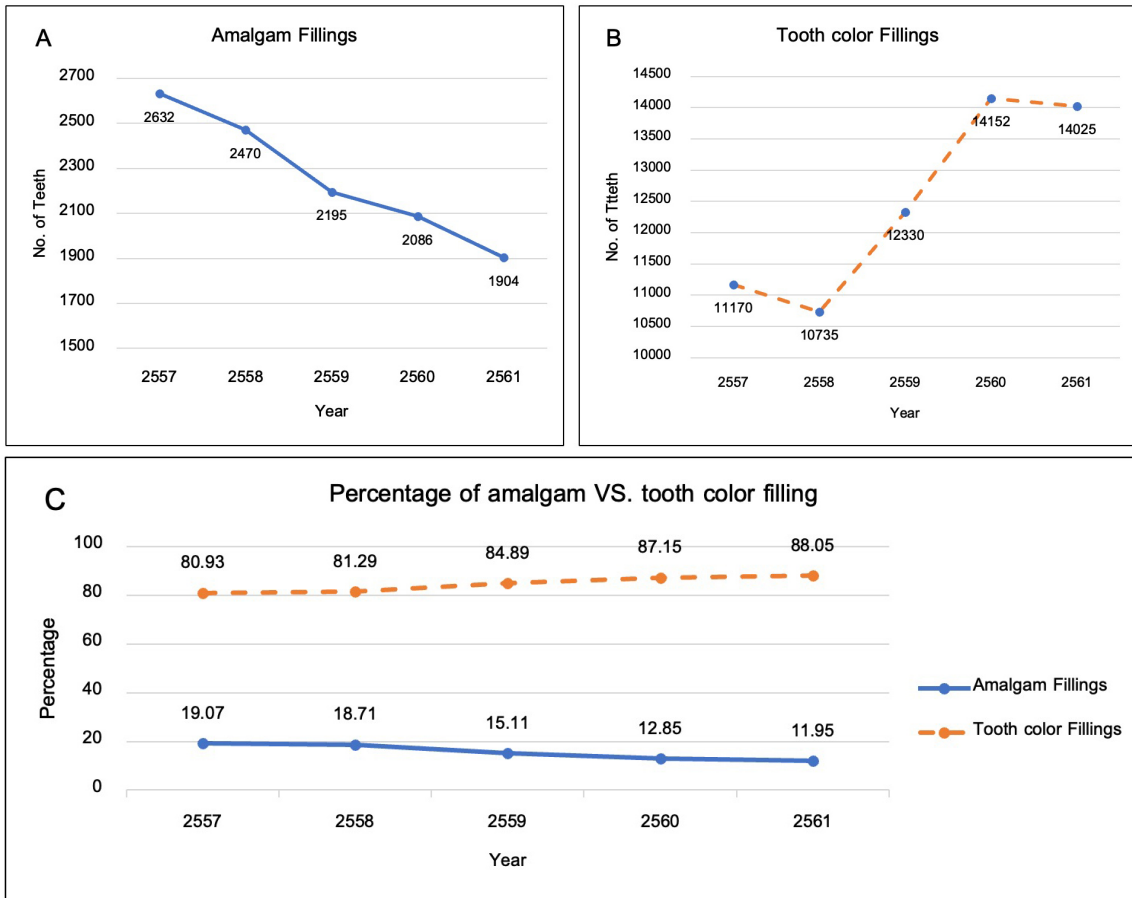
การศึกษาส่วนที่ 1

แนวโน้มจำนวนฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัม และวัสดุสีเหมือนฟัน

การศึกษาข้อมูลการใช้วัสดุอะมัลกัมและวัสดุสีเหมือนฟันจากฐานข้อมูลคอมพิวเตอร์ของระบบเวชระเบียนผู้ป่วย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในช่วงระหว่างปี พ.ศ. 2557 ถึง 2561 พบว่าโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ให้บริการอุดฟันผู้ป่วยจำนวนทั้งสิ้น 73,699 ซี่ โดยมีการใช้งานวัสดุอะมัลกัมลดน้อยลง เมื่อเปรียบเทียบจากจำนวนฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัมจำนวน 2,632 ซี่ ในปี พ.ศ.2557

มาเป็น 2,470 ซี่ 2,195 ซี่ 2,086 ซี่ และ 1,904 ซี่ ในปี พ.ศ. 2558, 2559, 2560 และ 2561 ตามลำดับ โดยเมื่อใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว สถิติการเปรียบเทียบภายหลัง ชนิดตึกเอชเอสดี พบการลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ในปี พ.ศ. 2560 และ พ.ศ. 2561 เมื่อเทียบกับปี พ.ศ. 2557 (รูปที่ 1A) ในขณะที่เดียวกันก็พบการเพิ่มขึ้นของจำนวนฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุสีเหมือนฟัน จากจำนวน 11,170 ซี่ ในปี พ.ศ. 2557 จากการวิเคราะห์ด้วยสถิติการเปรียบเทียบภายหลังชนิดตึกเอชเอสดี พบการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เป็นจำนวน 14,152 ซี่ ในปี พ.ศ. 2560 และ 14,025 ซี่ ในปี พ.ศ. 2561 ($p < .05$) (รูปที่ 1B)

เมื่อเปรียบเทียบข้อมูลในรูปแบบร้อยละของการใช้วัสดุอะมัลกัมและสีเหมือนฟันต่อวัสดุอุดฟันทั้งหมดในแต่ละปี (รูปที่ 1C) จากข้อมูลพบว่าในภาพรวมตั้งแต่ปี พ.ศ. 2557 ถึง พ.ศ. 2561 มีการใช้งานวัสดุสีเหมือนฟันมากกว่าอะมัลกัมในทุก ๆ ปี จากการวิเคราะห์ร้อยละของการใช้วัสดุทั้งสองชนิดเทียบกับปี พ.ศ. โดยใช้สถิติ การวิเคราะห์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สันพบว่า ร้อยละของการใช้วัสดุอะมัลกัม มีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงข้ามกับ ปี พ.ศ. ที่มากขึ้น โดยลดลงจาก พ.ศ. 2557 อย่างต่อเนื่อง ($r = -0.555$, $p < .05$) ในทางตรงข้าม การใช้วัสดุสีเหมือนฟัน มีความสัมพันธ์ในทิศทางสัมพันธ์กับ ปี พ.ศ. ที่มากขึ้น โดยเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ($r = 0.526$, $p < .05$)



รูปที่ 1 แสดงการใช้งานวัสดุอุดฟันในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561

(A) แสดงจำนวนซี่ฟันที่อุดด้วยวัสดุอะมัลกัม

(B) แสดงจำนวนซี่ฟันที่อุดด้วยวัสดุสีเหมือนฟัน

(C) แสดงร้อยละของการใช้วัสดุอะมัลกัมเทียบกับวัสดุสีเหมือนฟัน

Fig 1. Data showed the usage of filling material in a dental hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 2014-2018.

(A) Data showed the number of teeth filled with amalgam.

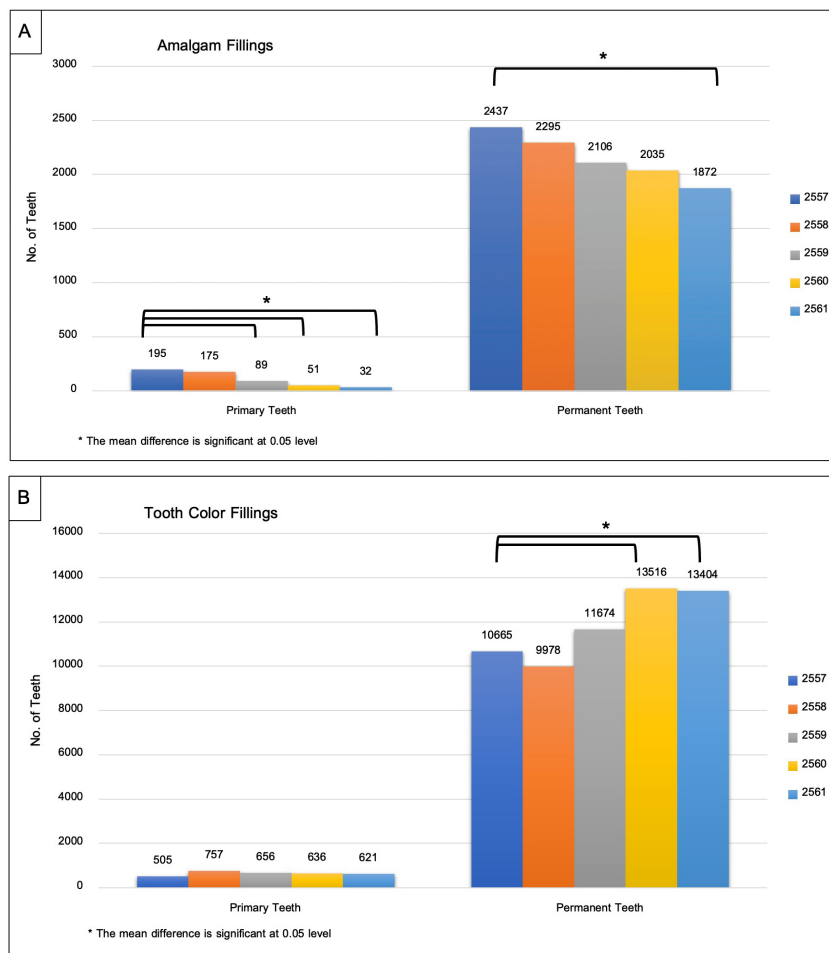
(B) Data showed the number of teeth filled with tooth-colored materials.

(C) Data showed the percentage of amalgam compared with tooth-colored materials.

แนวโน้มจำนวนฟันน้ำนมและฟันแท้ที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัมและวัสดุสีเหมือนฟัน

เมื่อทำการพิจารณาแยกวิเคราะห์ระหว่างฟันแท้และฟันน้ำนม (รูปที่ 2) พบว่า จำนวนฟันน้ำนมที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัม 195 ซึ่ง ในปี พ.ศ. 2557 ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับจำนวน 89 ซึ่ง ในปี พ.ศ. 2559 เหลือเพียง 51 ซึ่ง และ 32 ซึ่ง ในปี พ.ศ. 2560 และ 2561 ตามลำดับ เมื่อใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว สถิติการเปรียบเทียบภายหลัง ชนิดคูเกิเอสเอสดี ($p < .05$)

ในฟันแท้ พบจำนวนฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัมมากกว่าฟันน้ำนมมาก อย่างไรก็ตามแนวโน้มการใช้วัสดุอุดฟันก็มีลักษณะแนวโน้มเช่นเดียวกับที่พบในฟันน้ำนม กล่าวคือ จำนวนฟันแท้ที่ได้รับการบูรณะด้วยวัสดุอะมัลกัม 2,437 ซึ่ง ในปี พ.ศ. 2557 ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับจำนวน 1,872 ซึ่ง ในปี พ.ศ. 2561 เมื่อใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว สถิติการเปรียบเทียบภายหลัง ชนิดคูเกิเอสเอสดี ($p < .05$)



รูปที่ 2 แสดงยอดหัตถการแยกประเภทฟันแท้กับฟันน้ำนม ระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561

(A) แสดงจำนวนซี่ฟันที่อุดด้วยวัสดุอะมัลกัม

(B) แสดงจำนวนซี่ฟันที่อุดด้วยวัสดุสีเหมือนฟัน

Fig 2. Data showed the total restorations in primary and permanent teeth between 2014 -2018

(A) Showed the number of teeth filled with amalgam.

(B) Showed the number of teeth filled with tooth-colored materials.

การศึกษาส่วนที่ 2

ข้อมูลทันตแพทย์ผู้ตอบแบบสอบถาม

ทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ จำนวนทั้งสิ้น 104 คน เป็นเพศชาย 28 คน เพศหญิง 76 คน อายุระหว่าง 25-62 ปี (อายุเฉลี่ย 40.3 ปี) โดยแบ่งตามจำนวนปีที่ปฏิบัติงาน ได้ดังนี้ ทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานน้อยกว่าหรือเท่ากับ 10 ปี จำนวน 34 คน (ร้อยละ 32.69) ทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานระหว่าง 11-20 ปี จำนวน 34 คน (ร้อยละ 32.69) และทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานมากกว่า 20 ปี จำนวน 36 คน (ร้อยละ 34.61)

ข้อมูลวุฒิการศึกษาของทันตแพทย์ผู้ตอบแบบสอบถาม พบว่าจบการศึกษาระดับทันตแพทยศาสตรบัณฑิต 23 คน (ร้อยละ 22.12) ปริญญาโท 37 คน (ร้อยละ 35.58) ปริญญาเอก 14 คน (ร้อยละ 13.46) อนุมัติบัตร/วุฒิบัตร 17 คน (ร้อยละ 16.35) และอื่น ๆ 13 คน (ร้อยละ 12.50)

แนวโน้มการใช้และความคิดเห็นต่อวัสดุอะมัลกัมในกลุ่มทันตแพทย์ที่มีจำนวนปีในการทำงานแตกต่างกัน

จากการสอบถามทัศนคติของทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ จำนวน 104 คน เกี่ยวกับการใช้อะมัลกัม โดยแบ่งทันตแพทย์ออกเป็น 3 กลุ่มตามจำนวนปีที่ปฏิบัติงาน ได้แก่ ทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานน้อยกว่าหรือเท่ากับ 10 ปี ทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงาน 11-20 ปี และทันตแพทย์ที่ปฏิบัติงานนานกว่า 20 ปี จากจำนวนทันตแพทย์ทั้งหมด ทันตแพทย์ส่วนใหญ่ (ร้อยละ 82.29) ยังคงใช้อะมัลกัมในการบูรณะฟัน แต่ร้อยละ 77.08 มีแนวโน้มการใช้ลดลง และร้อยละ 88.46 มีความคิดเห็นว่ายังคงมีความจำเป็นในการใช้วัสดุอะมัลกัมในบางกรณี โดยทันตแพทย์กลุ่มที่มีประสบการณ์การทำงานน้อยกว่าหรือเท่ากับ 10 ปี มีการใช้วัสดุอะมัลกัมน้อยกว่ากลุ่มอื่น ๆ อย่างไรก็ตาม ไม่มีทันตแพทย์กลุ่มใดเลยที่มีความคิดเห็นว่าจะไม่ควรรใช้วัสดุอะมัลกัมต่อไป (ตารางที่ 1)

ทันตแพทย์ร้อยละ 81.73 มีความคิดเห็นว่าจะมีปัญหาหากไม่มีวัสดุอะมัลกัมไว้ใช้ในงานทันตกรรมบูรณะ และสาเหตุที่ก่อให้เกิดปัญหา 3 อันดับแรก ได้แก่ กรณีไม่สามารถควบคุมความชื้นได้ (ร้อยละ 67.3) กรณีผู้ป่วยมีปัญหาเรื่องค่าใช้จ่าย (ร้อยละ 38.46) และกรณีผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง (ร้อยละ 26.92) ตามลำดับ นอกจากนี้ยังมีประเด็นของความจำเป็นอื่น ๆ เช่น กรณีต้องการความแข็งแรง ต้องการอายุการใช้งานวัสดุที่ยาวนาน กรณีโพรงฟันขนาดใหญ่ (ตารางที่ 2)

ความคิดเห็นของทันตแพทย์ต่อการเลือกใช้วัสดุสำหรับการบูรณะโพรงฟันประเภทต่างๆ

เมื่อพิจารณาการใช้วัสดุบูรณะในโพรงฟันตาม GV Black Classification พบว่า ในฟันแท้ ทันตแพทย์ส่วนใหญ่เลือกใช้วัสดุเรซินคอมโพสิตในทุกประเภทของโพรงฟัน ส่วนในฟันน้ำนม พบการใช้วัสดุเรซินคอมโพสิตมากที่สุด ใน class I, III และ IV (ร้อยละ 46.33, 63.80 และ 68.75 ตามลำดับ) พบการใช้วัสดุกลาสส์ไอโอโนเมอร์และเรซินโมดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์มากที่สุด ใน class II และ V (ร้อยละ 38.85 และ 47.46 ตามลำดับ)

การเลือกใช้วัสดุตาม Classification ของการบูรณะฟัน แม้ทันตแพทย์จะใช้วัสดุอะมัลกัมในการบูรณะฟัน class I และ Class II แต่ก็เลือกใช้วัสดุสีเหมือนฟันมากกว่าวัสดุอะมัลกัมในทุก ๆ class และเป็นไปในรูปแบบเดียวกันไม่ว่าจะเป็นการบูรณะฟันในฟันน้ำนมหรือฟันแท้ (รูปที่ 3)

ความคิดเห็นของทันตแพทย์ต่อบริบายการลดการใช้อะมัลกัม

ทันตแพทย์ที่ไม่เห็นด้วยกับนโยบายการลดการใช้อะมัลกัมมีทั้งหมด 37 คน จาก 104 คน คิดเป็นร้อยละ 35.58 โดยเหตุผลที่เรียงจากมากไปน้อย คือปริมาณสารปรอทในอะมัลกัมน้อยมากจึงไม่ได้มีผลต่อผู้ป่วยและสิ่งแวดล้อม (ร้อยละ 64.86) การยกเลิกการใช้อะมัลกัมจะทำให้ต้นทุนในการอุดฟันสูงขึ้น (ร้อยละ 37.84) ปัจจุบัน

ยังไม่มีวัสดุอุดอื่นที่สามารถทดแทนอะมัลกัมได้อย่างสมบูรณ์ (ร้อยละ 81.08) และ อื่น ๆ ได้แก่ การอุดเรซิน คอมโพสิตให้ได้ดียังทำได้ค่อนข้างยากในโรงพยาบาลชุมชนที่มีผู้ช่วยช่างแก้ไข จำกัดร้อยละ 2.7

ทันตแพทย์ร้อยละ 51 เห็นด้วยกับนโยบายลดการใช้อะมัลกัม โดยเหตุผลที่เรียงจากมากไปน้อย คือ ปัจจุบันมีวัสดุอื่นให้เลือกใช้ที่สามารถทดแทนอะมัลกัมได้แล้ว (ร้อยละ 74.07) ไม่ก่อให้เกิดพิษต่อสิ่งแวดล้อม (ร้อยละ 68.52) ไม่เป็นพิษต่อคนไข้และทันตบุคลากร (ร้อยละ 53.70) และ เพื่อให้สอดคล้องกับประเทศที่

พัฒนาแล้ว (ร้อยละ 9.26)

ร้อยละ 88.46 ของทันตแพทย์ยังคงสนับสนุนให้มีการให้ใช้ต่อไปในบางกรณี ไม่มีทันตแพทย์ในกลุ่มใดเลยที่เห็นว่าไม่ควรใช้อะมัลกัมต่อไป (ตารางที่ 1) โดยพบว่าหากไม่มีวัสดุอะมัลกัม จะมีปัญหาในกรณีที่ไม่สามารถควบคุมความชื้นได้ (ร้อยละ 67.3) กรณีที่ผู้ป่วยมีปัญหาเรื่องค่าใช้จ่าย (ร้อยละ 38.46) และในกรณีที่ผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง (ร้อยละ 36.92) (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 แสดงการใช้ แนวโน้มการใช้ และความคิดเห็นต่อการใช้วัสดุอะมัลกัมในกลุ่มทันตแพทย์ที่มีประสบการณ์การทำงานแตกต่างกัน

Table 1. Data showed the usage, usage trend and opinions towards the use of amalgam among dentists with different working experiences.

ประสบการณ์ทันตแพทย์ หัวข้อ		จำนวนปีที่ปฏิบัติงาน (คน/ ร้อยละ)			
		< 10 ปี	11-20 ปี	> 20 ปี	รวม
1. การใช้วัสดุอะมัลกัมในปัจจุบัน	ใช้	21(63.63%)	29(93.55%)	29(90.63%)	79(82.29%)
	ไม่ใช้	12(36.37%)	2(6.45%)	3(9.37%)	17(17.71%)
2. แนวโน้มการใช้วัสดุอะมัลกัม	เพิ่มขึ้น	0	0	0	0
	เท่าเดิม	3(9.10%)	10(32.30%)	9(28.10%)	22(22.92%)
	ลดลง	30(90.90%)	21(67.70%)	23(71.90%)	74(77.08%)
3. ความเห็นเกี่ยวกับนโยบายลดการใช้วัสดุอะมัลกัม	เห็นด้วย	20(58.50%)	11(32.40%)	22(61.10%)	53(51%)
	ไม่เห็นด้วย	7(20.60%)	18(52.90%)	12(33.30%)	37(35.60%)
	ไม่มีความเห็น	7(20.60%)	5(14.70%)	2(5.60%)	14(13.40%)
4. ควรใช้วัสดุอะมัลกัมต่อไป	ควรอย่างยิ่ง	2(5.90%)	3(8.80%)	7(19.40%)	12(11.54%)
	บางกรณี	32(94.10%)	31(91.26%)	29(80.60%)	92(88.46%)
	ไม่ควรใช้ต่อ	0	0	0	0

ตารางที่ 2 แสดงความคิดเห็นของทันตแพทย์ต่อปัญหาหากไม่มีวัสดุอะมัลกัมในกรณีต่าง ๆ ในกลุ่มทันตแพทย์ที่มีประสบการณ์การทำงานแตกต่างกัน

Table 2. Dentists' opinion on the problems if there is no amalgam in various cases among dentists with different working experiences.

ประสบการณ์ทันตแพทย์ หัวข้อ		จำนวนปีที่ปฏิบัติงาน (คน/ ร้อยละ)			รวม
		< 10 ปี	11-20 ปี	> 20 ปี	
1. หากไม่มีวัสดุอุดอะมัลกัม	มีปัญหา	22(64.70%)	30(88.20%)	33(91.70%)	85(81.73%)
	ไม่มีปัญหา	12(35.30%)	4(11.80%)	3(8.30%)	19(18.27%)
2. หากไม่สามารถควบคุมความชื้นได้	มีปัญหา	19(55.90%)	25(73.50%)	26(72.20%)	70(67.30%)
	ไม่มีปัญหา	15(44.10%)	9(26.50%)	10(27.80%)	34(32.70%)
3. กรณีโพรงฟันมีขนาดใหญ่	มีปัญหา	4(11.80%)	2(5.90%)	9(25%)	15(14.40%)
	ไม่มีปัญหา	30(88.20%)	32(94.10%)	27(75%)	89(85.60%)
4. กรณีต้องการความแข็งแรง	มีปัญหา	5(14.70%)	5(14.70%)	12(33.30%)	22(21.15%)
	ไม่มีปัญหา	29(85.30%)	29(85.30%)	24(66.70%)	82(78.85%)
5. กรณีผู้ป่วยมีปัญหาเรื่องค่าใช้จ่าย	มีปัญหา	8(23.50%)	15(44.10%)	17(47.20%)	40(38.46%)
	ไม่มีปัญหา	26(76.50%)	19(55.90%)	19(52.80%)	64(61.54%)
6. กรณีต้องการอายุการใช้งานวัสดุที่ยาวนาน	มีปัญหา	1(2.90%)	2(5.90%)	10(27.80%)	13(12.50%)
	ไม่มีปัญหา	33(97.10%)	32(94.10%)	26(72.20%)	91(87.50%)
7. กรณีที่ผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง	มีปัญหา	4(11.80%)	11(32.40%)	13(36.10%)	28(26.92%)
	ไม่มีปัญหา	30(88.20%)	23(67.60%)	23(63.90%)	76(73.08%)



รูปที่ 3 ความคิดเห็นเรื่องวัสดุอุดฟันที่เหมาะสมในการบูรณะฟันโพรงประเภทต่าง
(A) ฟันน้ำนม, (B) ฟันแท้

Fig 3. Dentists' opinion on the appropriate filling materials for various cavity types
(A) Primary teeth, (B) Permanent teeth.

บทวิจารณ์ (Discussion)

อะมัลกัมเป็นวัสดุอุดฟันที่ใช้กันมานาน และพบมากที่สุดในการบูรณะฟัน โดยพบถึงร้อยละ 90 ของประชากรโลก (18) มีข้อดีในเรื่องของความแข็งแรง ทนทาน และราคาถูก อย่างไรก็ตาม เพื่อให้เป็นไปตามอนุสัญญาไมนามาตะว่าด้วยปรอท ประเทศภาคีจึงต้องปฏิบัติตามข้อตกลงในการลดการใช้งานอะมัลกัม มีรายงานการลดการใช้อะมัลกัมในหลายประเทศ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว (15,19-21) Reher และคณะ ได้ทำการสำรวจการใช้วัสดุอะมัลกัมและเรซินคอมโพสิตในการบูรณะฟันกรามแท้ใน Griffith University Dental School ประเทศออสเตรเลีย พบว่ามีการลดลงอย่างต่อเนื่องตั้งแต่ ปี ค.ศ. 2010 จนถึงปี ค.ศ. 2019 ซึ่งการใช้อะมัลกัมลดลงจากร้อยละ 12.4 จนเหลือเพียงร้อยละ 0.5 โดยมีค่าเฉลี่ยการลดลงต่อปีเท่ากับร้อยละ 30 (19) เช่นเดียวกับการศึกษาในประเทศนิวซีแลนด์ พบว่า แนวโน้มการใช้อะมัลกัมลดลงอย่างต่อเนื่องในช่วง 20 ปี ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1998 จนถึงปี 2017 โดยลดจากร้อยละ 52.3 จนเหลือเพียงร้อยละ 7.6 (20) การศึกษาในประเทศอังกฤษพบการใช้อะมัลกัมลดลงอย่างมีนัยสำคัญตั้งแต่ ปี ค.ศ. 2007 จนถึงปี ค.ศ. 2016 แต่หากดูอัตราการใช้จะพบว่ายังอยู่ระดับที่สูง กล่าวคือในปี 2016 ยังมีการใช้อะมัลกัมสูงถึงร้อยละ 42 โดยพบการใช้อะมัลกัมในสถานบริการของรัฐบาลเป็นส่วนใหญ่ (15) ขณะเดียวกันสำหรับประเทศในทวีปเอเชีย เช่นเกาหลีใต้ ก็พบแนวโน้มการใช้อะมัลกัมลดลงเช่นเดียวกัน โดยตั้งแต่ปี ค.ศ. 2009 พบการบูรณะฟันหลังด้วยเรซินคอมโพสิตมากกว่าอะมัลกัม (21) สำหรับในประเทศไทยเอง ปัจจุบันยังไม่พบรายงานการแนวโน้มการใช้อะมัลกัมจากหน่วยงานต่าง ๆ การศึกษาครั้งนี้ ณ โรงพยาบาลคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561 พบแนวโน้มการลดลงของการใช้วัสดุอะมัลกัมอย่างต่อเนื่อง โดยมีอัตราการลดลงมากที่สุดในช่วงปี พ.ศ. 2559 และ 2560 เหลือเพียงร้อยละ 19.24 และ 14.96 ตามลำดับ ซึ่งก็เป็นไปตามทิศทางเดียวกันกับที่พบในนานาประเทศ และสอดคล้องกับนโยบายการลดการใช้อะมัลกัม ตามอนุสัญญาไมนามาตะว่าด้วยปรอทอีกด้วย (3)

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างฟันน้ำนมและฟันแท้ การศึกษาจากหลายประเทศพบการใช้อะมัลกัมในฟันน้ำนมมีน้อยกว่าในฟันแท้ และก็พบแนวโน้มการลดลงของการใช้อะมัลกัมในฟันน้ำนมเช่นเดียวกัน ในประเทศนิวซีแลนด์พบการลดลงของการใช้อะมัลกัมในการบูรณะฟันน้ำนมจากร้อยละ 80 ในปี ค.ศ. 1998 จนไม่พบการใช้เลยในปี ค.ศ. 2017 (20) ในประเทศอังกฤษซึ่งพบว่าทันตแพทย์ที่ให้บริการในระบบบริการสุขภาพแห่งชาติ (National Health System) มีการเลือกใช้อะมัลกัมเป็นประจำถึงร้อยละ 73 แต่เมื่อสอบถามถึงการใช้ในฟันน้ำนม พบว่ามีทันตแพทย์เพียงร้อยละ 27 ที่เลือกใช้อะมัลกัม (22) ในการศึกษาครั้งนี้ก็พบความสอดคล้องกับการศึกษาอื่น ๆ กล่าวคือมีการใช้อะมัลกัมในฟันน้ำนมมีน้อยกว่าฟันแท้มาก และพบการลดลงของการใช้จากร้อยละ 19.07 ในปี พ.ศ. 2557 (ค.ศ. 2014) เหลือเพียง ร้อยละ 11.95 ในปี พ.ศ. 2561 (ค.ศ. 2018) คำอธิบายที่เป็นไปได้ อาจเกิดจากการที่ฟันน้ำนมมีวัสดุทางเลือกที่มากกว่าในฟันแท้ เนื่องจากการใช้งานในฟันน้ำนมเป็นการใช้งานในระยะเวลายาวนาน รวมทั้งหากในกรณีที่มีฟันขนาดใหญ่ที่ต้องการความแข็งแรงก็สามารถเลือกใช้ครอบฟันโลหะไร้สนิมแทนได้ การศึกษาของ Bakhurji และคณะ ในปี ค.ศ. 2019 ก็พบว่าทันตแพทย์เฉพาะทางทันตกรรมสำหรับเด็กในประเทศสหรัฐอเมริกาส่วนใหญ่ เลือกใช้เรซินคอมโพสิตและครอบฟันโลหะไร้สนิมมากกว่าวัสดุอะมัลกัม (23)

จากการสำรวจความคิดเห็นของทันตแพทย์เกี่ยวกับการใช้วัสดุอะมัลกัม ทันตแพทย์ส่วนใหญ่ยังคงใช้อะมัลกัมในการบูรณะฟัน แม้ว่าจะมีแนวโน้มการใช้ที่ลดลง แต่ก็ยังคงมีความเห็นว่าจำเป็นต้องใช้วัสดุอะมัลกัมในบางกรณี เมื่อพิจารณาถึงประสิทธิภาพการทำงานของทันตแพทย์ต่อแนวโน้มการใช้อะมัลกัมพบว่าแนวโน้มการใช้อะมัลกัมลดลงในทันตแพทย์ทุกกลุ่ม โดยลดลงมากสุดในกลุ่มประสบการณ์การทำงานน้อยกว่า 10 ปี สอดคล้องกับการศึกษาในประเทศต่าง ๆ การสำรวจการใช้งานของสมาชิกสมาคมทันตแพทย์แห่งออสเตรเลียพบว่า ทันตแพทย์ที่จบการศึกษามานานกว่ามีแนวโน้มการใช้อะมัลกัมมากกว่า (24) ในประเทศคูเวตพบว่าทันตแพทย์ที่ประสบการณ์ทำงานน้อยกว่า 15 ปี

มีแนวโน้มเลือกใช้อะมัลกัมน้อยกว่ากลุ่มที่ประสบการณ์การทำงานมากกว่า 15 ปี (25) สอดคล้องกับการศึกษาในตุรกี ที่พบว่าทันตแพทย์กลุ่มที่ประสบการณ์ทำงานมากกว่า 31 ปี มีแนวโน้มที่จะใช้อะมัลกัมเป็นประจำ เมื่อเทียบกับกลุ่มที่ประสบการณ์ทำงานน้อยกว่า (26) ซึ่งอาจจะเป็นผลจากประสบการณ์การใช้อะมัลกัมในช่วงที่อยู่ในระหว่างศึกษาในคณะทันตแพทยศาสตร์ ซึ่งมีการปรับปรุงหลักสูตรอย่างต่อเนื่อง การศึกษาในโรงเรียนทันตแพทย์ในประเทศอิสราเอลพบว่า ผู้สอนที่มีประสบการณ์น้อยกว่า 10 ปี มีแนวโน้มเลือกใช้เรซินคอมโพสิตมากกว่าอะมัลกัม (27) ซึ่งสอดคล้องกับในหลายประเทศที่พบว่าหลักสูตรการสอนในโรงเรียนทันตแพทย์มีแนวโน้มการใช้อะมัลกัมลดลงอย่างต่อเนื่อง (20,28-30) ในขณะที่บางโรงเรียนทันตแพทย์ในประเทศสวีเดนไม่สอนการใช้อะมัลกัมอีกแล้วตั้งแต่ปี ค.ศ. 2005 เป็นต้นมา (29)

จากการสอบถามทันตแพทย์เกี่ยวกับความคิดเห็นต่อนโยบายการลดการใช้อะมัลกัม พบทั้งผู้ที่ไม่เห็นด้วยและไม่เห็นด้วยเท่า ๆ กัน โดยทันตแพทย์ร้อยละ 51 เห็นด้วยกับนโยบายลดการใช้อะมัลกัม แม้แต่ในกลุ่มซึ่งมีประสบการณ์การทำงานมากกว่า 20 ปี ซึ่งยังคงรายงานว่าจะใช้อะมัลกัมอยู่ในปัจจุบัน ก็เห็นด้วยกับนโยบายนี้ถึงร้อยละ 61 ในขณะที่การศึกษาในอังกฤษมีเพียงร้อยละ 32 ที่เห็นด้วยกับนโยบายนี้ โดยร้อยละ 56 ของทันตแพทย์ในการศึกษานี้มีความเห็นว่าหากมีการประกาศนโยบายลดการใช้อะมัลกัมอย่างจริงจังจะมีผลอย่างมากต่อการทำงานของทันตแพทย์ (22) ซึ่งสอดคล้องกับรายงานที่พบว่าอังกฤษเป็นประเทศที่มีแนวโน้มการลดการใช้อะมัลกัมน้อยกว่าเมื่อเทียบกับประเทศสหรัฐอเมริกา ออสเตรเลียหรือกลุ่มประเทศแอฟริกาใต้ (31) ในขณะที่ประเทศออสเตรเลีย ซึ่งเป็นหนึ่งในประเทศที่มีการลดการใช้อะมัลกัมลงมาอย่างต่อเนื่อง โดยในปี ค.ศ. 2016 มีรายงานการใช้อะมัลกัมเพียงร้อยละ 18 แต่กลับพบว่า มีทันตแพทย์เพียงร้อยละ 26 ที่เห็นด้วยกับนโยบายนี้ โดยทันตแพทย์ที่ไม่เห็นด้วยจะเป็นกลุ่มที่สำเร็จการศึกษามานานกว่า 30 ปี และเป็นกลุ่มที่ทำงานในพื้นที่ชนบทและอยู่ในสถานบริการของรัฐ (24) สำหรับความคิดเห็นต่อการยกเลิกการใช้อะมัลกัม พบว่าไม่มีทันตแพทย์ใน

โรงพยาบาลทันตกรรม มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กลุ่มใดเลยที่เห็นว่าไม่ควรใช้อะมัลกัมอีกต่อไป สอดคล้องกับการศึกษาในตุรกีที่พบว่าทันตแพทย์ส่วนใหญ่ (ร้อยละ 66.1) ไม่เห็นด้วยหากจะยกเลิกการใช้อะมัลกัม แม้ทันตแพทย์ส่วนใหญ่ (ร้อยละ 63.1) ในการศึกษาจะรายงานว่าไม่ใช้อะมัลกัมเลย (26)

แม้แนวโน้มการใช้อะมัลกัมจะลดลงอย่างต่อเนื่องในการศึกษานี้ แต่ร้อยละ 81 ของทันตแพทย์มีความเห็นว่าหากไม่มีอะมัลกัมจะมีปัญหาเกิดขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีการอุดฟันที่ไม่สามารถควบคุมความชื้นได้ กรณีปัญหาเรื่องค่าใช้จ่ายที่เพิ่มขึ้นของผู้ป่วย และในกรณีที่ผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง ซึ่งตรงกับการศึกษาของ Lynch และคณะ ในปี ค.ศ. 2018 ที่พบว่า ค่าใช้จ่ายในการบูรณะฟันจะสูงขึ้นถึงร้อยละ 55-60 ซึ่งอาจสูงเกินไปสำหรับการให้บริการในระบบบริการสุขภาพแห่งชาติ รวมถึงปัญหาในเรื่องระยะเวลาที่ใช้ เนื่องจากการบูรณะฟันหลังด้วยเรซินคอมโพสิตใช้เวลาในการอุดนานกว่าอะมัลกัมถึง 1.6 เท่า (22) ซึ่งปัญหาดังกล่าวอาจกระทบกับการให้บริการในสถานบริการของรัฐซึ่งปริมาณผู้ป่วยที่ทันตแพทย์ต้องดูแลมีปริมาณมากและอาจมีปัญหาเรื่องค่าใช้จ่าย

สำหรับการสอบถามความเห็นเรื่องวัสดุที่ทันตแพทย์เลือกใช้ในปัจจุบัน พบว่าในฟันน้ำนมและฟันแท้วัสดุที่เลือกใช้มากที่สุดในทุกภาพรวม ได้แก่ เรซินคอมโพสิต รองลงมาคือกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์หรือเรซินโมดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ และอะมัลกัมเป็นอันดับสุดท้าย ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาในประเทศอังกฤษ (22) ที่พบว่าในชุดฟันน้ำนม จะเลือกใช้ กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ อะมัลกัม และเรซินคอมโพสิต ตามลำดับ หากพิจารณาการเลือกใช้วัสดุตามประเภทของโพรงฟัน แม้ทันตแพทย์จะยังมีการใช้วัสดุอะมัลกัมในการบูรณะฟัน class I และ Class II แต่ก็เลือกใช้วัสดุสีเหมือนฟันมากกว่าวัสดุอะมัลกัม และเป็นไปในรูปแบบเดียวกันไม่ว่าจะเป็นการบูรณะฟันในฟันน้ำนมหรือฟันแท้ แต่ในการบูรณะฟันน้ำนมประเภท class II และ class V ทันตแพทย์เลือกใช้กลาสส์ไอโอโนเมอร์และเรซินโมดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ เรซินคอมโพสิตในอัตราใกล้เคียงกัน

การศึกษาในครั้งนี้เป็นการศึกษาย้อนหลัง 5 ปี อันจะสะท้อนแนวโน้มได้ดีกว่าการศึกษาแบบภาคตัดขวาง (Cross-sectional study) ผลที่ได้พบแนวโน้มที่ลดลงในแนวทางเดียวกับการศึกษาในหลายประเทศ อย่างไรก็ตามการศึกษานี้เป็นเพียงการศึกษาในประชากรกลุ่มเล็ก ๆ ภายในโรงพยาบาลคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เท่านั้น ควรมีการศึกษาในภาพรวม ในกลุ่มประชากรทันตแพทย์ที่ใหญ่ขึ้นในระดับประเทศ เพื่อให้ทราบแนวโน้มและปัญหาที่อาจเกิดขึ้น รวมถึงความต้องการของทันตแพทย์ รวมถึงความจำเป็นในการฝึกอบรมเพิ่มเติมทั้งในแง่ภาคทฤษฎีและปฏิบัติ เพื่อเป็นการเตรียมความพร้อมในกรณีที่ต้องมีวัสดุชนิดอื่นเพื่อทดแทนการใช้อะมัลกัมในอนาคต

บทสรุป (Conclusion)

ในช่วงระหว่างปี พ.ศ. 2557-2561 โรงพยาบาลทันตกรรมคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ พบแนวโน้มการใช้งานอะมัลกัมที่ลดลงทั้งในการบูรณะฟันน้ำนมและฟันแท้ จากแบบสอบถามพบว่าทันตแพทย์ส่วนใหญ่ยังคงใช้อะมัลกัมในการบูรณะฟัน แม้จะมีแนวโน้มการใช้ที่ลดลง แต่มีความคิดเห็นว่าอะมัลกัมยังมีความจำเป็น ในกรณีไม่สามารถควบคุมความชื้นได้ ปัญหาเรื่องค่าใช้จ่าย และกรณีผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry: new insights and reappraising the tradition. *Pediatr Dent*. 2015;37(2):125-32.
2. Ole Fejerskov BNaEK. Dental caries: The disease and its clinical management, 3rd ed. Wiley, Blackwell. 2015.
3. Kessler R. The Minamata Convention on Mercury: a first step toward protecting future generations. *Environ Health Perspect*. 2013;121(10):A304-9. doi: 10.1289/ehp.121-A304.
4. Bakhurji E, Scott T, Mangione T, Sohn W. Dentists' perspective about dental amalgam: current use and future direction. *J Public Health Dent*. 2017;77(3):207-15.
5. Bernhoft RA. Mercury toxicity and treatment: a review of the literature. *J Environ Public Health*. 2012;2012:460508. doi: 10.1155/2012/460508.
6. Luglie PF, Campus G, Chessa G, Spano G, Capobianco G, Fadda GM, et al. Effect of amalgam fillings on the mercury concentration in human amniotic fluid. *Arch Gynecol Obstet*. 2005;271(2):138-42.
7. Watson GE, van Wijngaarden E, Love TM, McSorley EM, Bonham MP, Mulhern MS, et al. Neurodevelopmental outcomes at 5 years in children exposed prenatally to maternal dental amalgam: the Seychelles Child Development Nutrition Study. *Neurotoxicol Teratol*. 2013;39:57-62. doi: 10.1016/j.ntt.2013.07.003.
8. Daniels JL, Rowland AS, Longnecker MP, Crawford P, Golding J, ALSPAC Study Team. Maternal dental history, child's birth outcome and early cognitive development. *Paediatr Perinat Epidemiol*. 2007;21(5):448-57.
9. Bellinger DC, Trachtenberg F, Daniel D, Zhang A, Tavares MA, McKinlay S. A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(9):1210-6.
10. Barregard L, Trachtenberg F, McKinlay S. Renal effects of dental amalgam in children: the New England children's amalgam trial. *Environ Health Perspect*. 2008;116(3):394-9.

11. Golding J, Rai D, Gregory S, Ellis G, Emond A, Iles-Caven Y, et al. Prenatal mercury exposure and features of autism: a prospective population study. *Mol Autism*. 2018;9:30. doi: 10.1186/s13229-018-0215-7.
12. DeRouen TA, Martin MD, Leroux BG, Townes BD, Woods JS, Leitao J, et al. Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial. *JAMA*. 2006;295(15):1784-92.
13. Woods JS, Martin MD, Leroux BG, DeRouen TA, Bernardo MF, Luis HS, et al. Biomarkers of kidney integrity in children and adolescents with dental amalgam mercury exposure: findings from the Casa Pia children's amalgam trial. *Environ Res*. 2008;108(3):393-9.
14. Ajiboye AS, Mossey PA, Committee ISI, Fox CH. International Association for Dental Research Policy and Position Statements on the Safety of Dental Amalgam. *J Dent Res*. 2020;99(7): 763-8.
15. Aggarwal VR, Pavitt S, Wu J, Nattress B, Franklin P, Owen J, et al. Assessing the perceived impact of post Minamata amalgam phase down on oral health inequalities: a mixed-methods investigation. *BMC Health Serv Res*. 2019;19(1):985.doi.org/10.1186/s12913-019-4835-1.
16. Lessons from countries phasing down dental amalgam use. 1st ed. Geneva, Switzerland. UNEP. 2016.
17. Innes NPT, Chu CH, Fontana M, Lo ECM, Thomson WM, Uribe S, et al. A Century of Change towards Prevention and Minimal Intervention in Cariology. *J Dent Res*. 2019;98(6):611-7.
18. Bureau of Dental Health. Guide to the use of dental amalgam (Khumue naewthang karn chi amalgam ni thang thantakum) [Internet]. Nonthaburi: Department of Health; 2019 [cite 2018 May]. Available from: <http://www.oic.go.th/FILEWEB/CABINFOCENTER17/DRAWER002/GENERAL/DATA0002/00002273.PDF>.
19. Reher V, Reher P, Peres KG, Peres MA. Fall of amalgam restoration: a 10-year analysis of an Australian university dental clinic. *Aust Dent J*. 2021;66(1):61-6.
20. Broadbent JM, Murray CM, Schwass DR, Brosnan M, Brunton PA, Lyons KS, et al. The Dental Amalgam Phasedown in New Zealand: A 20-year Trend. *Oper Dent*. 2020;45(3):255-64.
21. Rho YJ, Namgung C, Jin BH, Lim BS, Cho BH. Longevity of direct restorations in stress-bearing posterior cavities: a retrospective study. *Oper Dent*. 2013;38(6):572-82.
22. Lynch CD, Farnell DJJ, Stanton H, Chestnutt IG, Brunton PA, Wilson NHF. No more amalgams: Use of amalgam and amalgam alternative materials in primary dental care. *Br Dent J*. 2018;225(2):171-6.
23. Bakhurji E, Scott T, Sohn W. Factors Associated with Pediatric Dentists' Choice of Amalgam: Choice-Based Conjoint Analysis Approach. *JDR Clin Trans Res*. 2019;4(3):246-54.
24. Alexander G, Hopcraft MS, Tyas MJ, Wong R. Dentists' restorative decision-making and implications for an 'amalgamless' profession. Part 3: Dentists' attitudes. *Aust Dent J*. 2016; 61(4):502-13.
25. Khalaf ME, Alomari QD, Omar R. Factors relating to usage patterns of amalgam and resin composite for posterior restorations--a prospective analysis. *J Dent*. 2014;42(7):785-92.

26. Ercin O, Berkmen B, Durukan E, Arhun N. Awareness about dental amalgam among Turkish dentists and patients: a questionnaire and search engine based cross-sectional study. *Int Dent J.* 2020;71(2):113-21.

27. Ben-Gal G, Weiss El. Trends in material choice for posterior restorations in an Israeli dental school: composite resin versus amalgam. *J Dent Educ.* 2011;75(12):1590-5.

28. Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NH. Minimally invasive management of dental caries: contemporary teaching of posterior resin-based composite placement in U.S. and Canadian dental schools. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(6):612-20.

29. Liew Z, Nguyen E, Stella R, Thong I, Yip N, Zhang F, et al. Survey on the teaching and use in dental schools of resin-based materials for restoring posterior teeth. *Int Dent J.* 2011;61(1):12-8.

30. Kateeb ET, Warren JJ. The transition from amalgam to other restorative materials in the U.S. predoctoral pediatric dentistry clinics. *Clin Exp Dent Res.* 2019;5(4):413-9.

31. Burke FJ. Amalgam to tooth-coloured materials--implications for clinical practice and dental education: governmental restrictions and amalgam-usage survey results. *J Dent.* 2004; 32(5):343-50.

ติดต่อบทความ:

รศ.ทพญ.ดร.นिरดา ธเนศวร
ภาควิชาโอบุสสุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ 114 สุขุมวิท 23
แขวงคลองเตยเหนือ เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110
โทรศัพท์ : 089 112 1513
อีเมล : niradamam@gmail.com

Corresponding author:

Assoc.Prof.Dr. Nirada Dhanesuan
Department of Stomatology, Faculty of Dentistry,
Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23,
Wattana, Bangkok 10110, Thailand
Tel: (668) 9112 1513
E-mail: niradamam@gmail.com

ความสามารถในการปิดสีของเซรามิกชนิดลิเทียมโคซิลิเกตแคด/แคมบนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่ต่างกัน

วิจิตา อัครเอกจิตต์* วิบูลย์ ไพศาลกอบกฤทธ์* นทีธร พุกฤษ์วัชรกุล* ณัฐพล กิตติคุณเดชา*

บทคัดย่อ

จุดประสงค์: เพื่อศึกษาความสามารถในการปิดสีของเซรามิกชนิดลิเทียมโคซิลิเกตแคด/แคม ความโปร่งแสงปานกลาง ที่ความหนาต่าง ๆ บนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่ต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ชิ้นงานถูกเตรียมโดยใช้บล็อกโอพีเอสอีแมกซ์แคด ความโปร่งแสงปานกลาง สี A2 แบ่งเป็น 4 กลุ่มตามความหนาแผ่นเซรามิกได้แก่ 0.5, 1.0, 1.5 และ 2.0 มิลลิเมตร กลุ่มละ 20 ชิ้น และแบ่งออกเป็น 4 กลุ่มย่อยตามสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันได้แก่ ND3, ND5, ND7 และ ND9 (n = 5) นำแผ่นเซรามิกไปเคลือบผิวและเผา จากนั้นยึดเข้ากับแผ่นเรซินสีเหมือนฟันด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบวาริโอลิงค์ เอสเทติก สีใส วัดค่าสีชิ้นงานด้วยเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ หาค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นโดยเปรียบเทียบกับบล็อกอ้างอิง ทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวและการจับคู่แบบทูกีย์ โดยกำหนดระดับความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95 (p = 0.05) ร่วมกับการใช้เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถรับรู้ได้และเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถยอมรับได้

ผลการทดลอง: เซรามิกมีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีความหนาเพิ่มขึ้น โดยมีค่าน้อยที่สุดในกลุ่มความหนา 0.5 มิลลิเมตร และมากที่สุดในกลุ่มความหนา 2.0 มิลลิเมตร พื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันสี ND9 ส่งผลให้เซรามิกมีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นมากที่สุด รองลงมาคือสี ND5, ND3 และ ND7 ตามลำดับ โดยไม่มีกลุ่มความหนาใดเลยที่มีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นน้อยกว่าเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถยอมรับได้บนสี ND9

สรุปผล: ความหนาของเซรามิกและสีพื้นหลังส่งผลให้เซรามิกชนิดลิเทียมโคซิลิเกตแคด/แคม ความโปร่งแสงปานกลาง มีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นแตกต่างกัน โดยกลุ่มการทดลองส่วนใหญ่มีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นมากกว่าเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถยอมรับได้

คำสำคัญ: แคด/แคม ลิเทียมโคซิลิเกต ความสามารถในการปิดสี

Received Date: Jan 11, 2022

Revised Date: Mar 03, 2022

Accepted Date: May 10, 2022

*ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 แขวงคลองเตยเหนือ เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

Masking Ability of CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic on Various Tooth-Colored Resin Substrates

Withita Acaraekjit* Vibul Paisankobrit* Nateetorn Plukwatchalakul*
Nuttaphon Kittikundecha*

Abstract

Objective: The purpose of this study is to evaluate the masking ability of medium translucent CAD/CAM lithium disilicate ceramic with different thicknesses on various tooth-colored resin substrates.

Materials and methods: Ceramic slides were prepared from the A2 shade IPS e.max CAD MT blocks in 4 different thicknesses (0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 mm), which were further divided into four subgroups according to the shades of tooth-colored resin substrate (ND3, ND5, ND7 and ND9) (n = 5). After glazing and firing, the cementation process was done using dual-cured Variolink Esthetic cement in a neutral shade. The color of each specimen was measured with a spectrophotometer. The color differences (ΔE_{ab}) between specimens and the reference block were calculated. The data were analyzed with one-way ANOVA and the Tukey HSD test ($p = 0.05$). The perceptibility threshold and acceptability threshold were also used.

Results: There was a significant decrease in ΔE_{ab} value as the ceramic thickness increased. The group of 0.5 mm thickness demonstrated the highest ΔE_{ab} value while the lowest value was obtained from 2.0 mm thickness. The ND9 shade had the greatest influence on ΔE_{ab} value, followed by ND3, ND5 and ND7 respectively. None of the groups on the ND9 substrate had ΔE_{ab} below the acceptability threshold.

Conclusion: The ceramic thicknesses and substrate shades significantly influenced the resulting optical color of the medium translucent CAD/CAM lithium disilicate ceramic. Most experimental groups have ΔE_{ab} values beyond the acceptability threshold.

Keywords: CAD/CAM, Lithium disilicate, Masking ability

*Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd Wattana, Bangkok, 10110, Thailand.

บทนำ (Introduction)

ปัจจุบันการรักษาแบบอนุรักษ์ (conservative treatment) เป็นที่ยอมรับอย่างกว้างขวางเพื่อคงสภาพโครงสร้างฟันที่แข็งแรง และจากการพัฒนาของวัสดุเซรามิกและระบบสารยึดติดทำให้ทันตแพทย์สามารถเลือกที่จะใช้วีเนียร์ ซึ่งเป็นวิธีการรักษาเชิงอนุรักษ์ที่มีการกรอฟันน้อยและมีความสวยงามสูงเป็นทางเลือกการรักษานอกเหนือไปจากการทำครอบฟัน โดยการปิดผิวหน้าฟันด้วยวัสดุที่บางและมีลักษณะใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (lithium disilicate ceramic) เป็นหนึ่งในวัสดุที่ได้รับความนิยมมากที่สุดในการทำวีเนียร์ โดยเป็นกลาสเซรามิก (glass ceramic) ที่มีการใส่ฟลูออไรด์เพื่อเพิ่มความแข็งแรงทำให้มีคุณสมบัติเชิงกล (mechanical property) ที่ดี มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) และให้ความสวยงามใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ

การบูรณะด้วยเซรามิกให้ได้ผลลัพธ์ดีตามต้องการเป็นเรื่องท้าทายเนื่องจากเซรามิกเป็นวัสดุที่มีความใสทำให้แสงสามารถส่องผ่านและได้รับอิทธิพลจากสีเนื้อฟันด้านใต้ (1) ทำให้ผลลัพธ์มีความซับซ้อนจากอิทธิพลของปัจจัยต่าง ๆ ได้แก่ ความใสและความหนาของเซรามิกสีเนื้อฟัน รวมไปถึงเรซินซีเมนต์ที่ใช้โดยการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเมื่อเซรามิกมีความหนาเพิ่มขึ้นจะมีความสามารถในการปิดสีดีขึ้น (1-5) ในขณะที่สีและความหนาของเรซินซีเมนต์มีอิทธิพลเพียงเล็กน้อยในเซรามิกที่มีความหนาน้อย (6) อย่างไรก็ตามการบูรณะด้วยวีเนียร์ส่วนใหญ่เซรามิกจะบางทำให้สีของเนื้อฟันด้านใต้มีอิทธิพลมากและยากที่จะปกปิดเนื้อฟันที่มีสีเข้มได้ ซึ่งความหนาของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตที่เหมาะสมในการปิดสีเนื้อฟันยังคงไม่ชัดเจน

เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตมีความโปร่งแสงหลายระดับได้แก่ ความโปร่งแสงมาก (high translucency, HT), ความโปร่งแสงปานกลาง (medium translucency, MT) และความโปร่งแสงน้อย (low translucency, LT) โดยบล็อก HT มีความใสมากที่สุดใกล้เคียงกับเคลือบฟัน

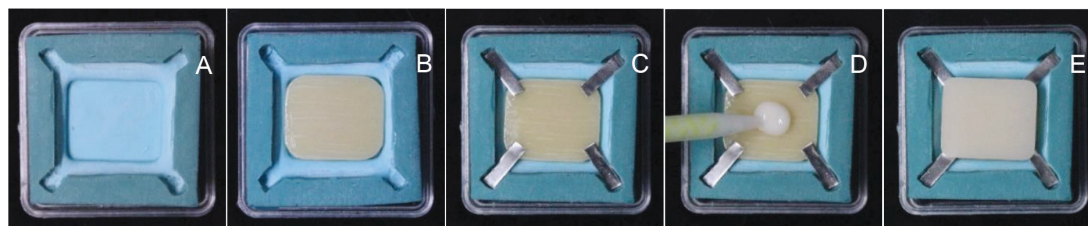
และมีคุณสมบัติในการสะท้อนสีกลมกลืนไปกับฟันข้างเคียง (chameleon effect) (7) ทำให้เป็นชนิดที่ให้ความสวยงามใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติมากที่สุด แต่การที่มีความใสมากทำให้ปัจจัยต่าง ๆ มีอิทธิพลต่อสีของเซรามิกมากเช่นกันส่งผลให้การควบคุมผลลัพธ์ของสีเป็นเรื่องยาก โดยเฉพาะในฟันที่มีเนื้อฟันสีเข้มซึ่งจะทำให้วีเนียร์สะท้อนสีคล้ำออกมา ในขณะที่บล็อก LT นั้นมีความใสน้อยที่สุดทำให้ระดับความเข้มของสีเนื้อฟันที่ปิดได้นั้นมากกว่า แต่ก็มีความสวยงามลดลงและอาจจำเป็นต้องใช้วิธีคัทแบ็ก (cut-back technique) เพื่อเพิ่มชั้นเซรามิกที่มีความใสด้านริมฝีปากเพื่อเพิ่มความสวยงาม (7) ดังนั้นบล็อก MT จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจโดยสามารถปิดสีเนื้อฟันได้ดีกว่าบล็อก HT ในขณะที่เดียวกันก็มีความสวยงามมากกว่าบล็อก LT ซึ่งการศึกษาเกี่ยวกับความสามารถในการปิดสีของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตที่ผ่านมาจะเป็นการศึกษาบล็อก HT และ LT เป็นหลักในขณะที่บล็อก MT นั้นมีข้อมูลน้อยและควรที่จะต้องมีการศึกษาเพิ่มเติม

งานวิจัยครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความสามารถในการปิดสีของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตแคด/แคม ความโปร่งแสงปานกลาง โดยเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นของเซรามิกที่ความหนาต่าง ๆ บนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่มีความเข้มสีแตกต่างกัน และมีสมมติฐานว่างสามข้อคือการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตไม่แตกต่างกันในแต่ละความหนาของเซรามิกภายใต้สีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันเดียวกัน การเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตไม่แตกต่างกันในสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่แตกต่างกันภายใต้ความหนาเซรามิกเดียวกัน และเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตในแต่ละกลุ่มมีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นไม่แตกต่างกับเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถยอมรับได้

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

เตรียมชิ้นงานด้วยบล็อกไอพีเอสอีแมกซ์แคด ความโปร่งแสงปานกลาง สี A2 (IPS e.max CAD MT shade A2, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) โดยมีหนึ่งบล็อกที่ตัดเฉพาะส่วนค้ำจับ (mendrel) ออกสำหรับใช้เป็นบล็อกอ้างอิงมีความหนา 13 มิลลิเมตร และเตรียมชิ้นงานสำหรับทดสอบโดยตัดบล็อกออกเป็นแผ่นเซรามิกขนาด 14 x 12 ตารางมิลลิเมตร ความหนา 0.5, 1.0, 1.5 และ 2.0 มิลลิเมตรด้วยเครื่องตัดใบเลื่อยเพชร (IsoMet 1000 precision saw, Buehler, U.S.A.) ชัดผิวด้านที่จะวัดค่าสีด้วยเครื่องขัดผิววัสดุ (Nano 1000T grinder polisher, Pace Technologies, USA) ด้วยกระดาษทรายเบอร์ 600, 800, 1000 และ 1200 ตามลำดับ (3,8) ความเร็ว 100 รอบต่อนาที โดยมีน้ำไหลผ่านตลอดเวลา ในแต่ละเบอร์ จะขัดจนกระทั่งมองไม่เห็นรอยของกระดาษทรายเบอร์ ก่อนหน้าด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ (Olympus, Olympus Optical SZ61, Japan) ที่กำลังขยายภาพ 45 เท่า สำหรับแผ่นเซรามิกจะขัดอีกด้านหนึ่งด้วยกระดาษทรายเบอร์ 220 เพื่อปรับจนได้ความหนาที่ต้องการ ± 0.01 มิลลิเมตร โดยตรวจสอบด้วยเครื่องดิจิตอลไมโครมิเตอร์ (digital micrometer IP-65, Mitutoyo) ทำความสะอาดบล็อกอ้างอิงและแผ่นเซรามิกด้วยเครื่องล้างความถี่สูง (Sonorex Digitec DT31H, Bandelin, Germany) เป็นเวลา 5 นาทีแล้วซับให้แห้ง หลังจากนั้นผสมผงและน้ำสำหรับเคลือบผิวเซรามิก (IPS Ivocolor glaze powder & IPS Ivocolor mixing liquid allround, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทาด้านที่จะวัดค่าสีแล้วนำไปเผาในเตาเผาเซรามิก (Programat P310 furnace, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) เพื่อให้เกิดการตกผลึกอย่างสมบูรณ์ตามวิธีที่ผู้ผลิตแนะนำแล้ววางทิ้งไว้ให้เซรามิกเย็นตัวลง

เตรียมแผ่นเรซินสีเหมือนฟันชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light-curing IPS natural die material, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) สี ND3 ND5 ND7 และ ND9 ซึ่งเป็นตัวแทนของสีอ่อน (light) สีอ่อนปานกลาง (medium-light) สีเข้มปานกลาง (medium-dark) และ สีเข้ม (dark) ตามลำดับ โดยนำแม่พิมพ์ที่ทำจากโลหะไร้สนิมซึ่งมีลักษณะเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมมีช่องตรงกลางขนาด 12 x 14 x 2 ลูกบาศก์มิลลิเมตรวางลงบนแผ่นแก้วหนา (glass slab) ตักวัสดุเรซินสีเหมือนฟันใส่ลงในแม่พิมพ์จนเต็มแล้ววางแผ่นแก้วไลด์ (glass slide) ทับไว้ด้านบนเพื่อให้ผิววัสดุเรียบเสมอกัน ฉายแสงผ่านแผ่นแก้วไลด์ด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (Bluephase, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ความเข้มแสงไม่ต่ำกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตรเป็นเวลา 40 วินาที โดยวางปลายท่อ นำแสงแนบชิดกับแผ่นกระจกไลด์ซึ่งมีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร นำแผ่นเรซินสีเหมือนฟันออกจากแม่พิมพ์แล้วฉายแสงด้านอื่น ๆ โดยรอบอีกด้านละ 20 วินาที ตรวจสอบเครื่องฉายแสงด้วยเครื่องวัดความเข้มแสง (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทุกครั้งที่เปลี่ยนชิ้นงาน ชัดผิวแผ่นเรซินสีเหมือนฟันด้านที่ยึดกับแผ่นเซรามิกด้วยกระดาษทรายเบอร์ 600, 800 และ 1000 ตามลำดับ (8) ความเร็ว 100 รอบต่อนาที เป็นเวลา 1 นาทีโดยมีน้ำไหลผ่านตลอดเวลา และขัดอีกด้านหนึ่งด้วยกระดาษทรายเบอร์ 220 เพื่อปรับความหนาให้เท่ากับ 2 ± 0.01 มิลลิเมตรโดยตรวจสอบด้วยเครื่องดิจิตอลไมโครมิเตอร์



รูปที่ 1 แสดงขั้นตอนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์

(A: บล็อกซิลิโคน B: วางแผ่นเรซินสีเหมือนฟันลงในบล็อก C: วางตัวคั่นลงไปที่ 4 มุม
D: ฉีดเรซินซีเมนต์ E: ปิดทับด้วยแผ่นเซรามิก)

Fig. 1 Demonstrated the cementation method.

(A: Silicone block, B: Put the tooth-colored resin plate into the block,
C: Put spacers at 4 corners, D: Cover with ceramic plate)

เตรียมบล็อกสำหรับขั้นตอนยึดเรซินซีเมนต์ โดยผสมวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพัตตี (Provil Novo Putty Soft, Heraeus Kulzer, Switzerland) ใส่ลงในถาด กัดแผ่นเรซินสีเหมือนฟันลงไปให้จมสุดความหนาของวัสดุแข็งตัวแล้วจึงนำออก จากนั้นใช้วัสดุพิมพ์ซิลิโคน ชนิดหนีน้อย (Provil Novo Light, Heraeus Kulzer, Switzerland) ฉีดโดยรอบหลุมที่เกิดขึ้น รอจนวัสดุแข็งตัวแล้วตัดแต่งทั้ง 4 มุมให้เป็นช่องสำหรับกำหนด ตำแหน่งตัวคั่น (spacer) ซึ่งเป็นแผ่นพอลิโพลีเอทิลีน ขนาด $2 \times 8 \times 0.1$ ลูกบาศก์มิลลิเมตร โดยตรวจสอบความหนาด้วยเครื่องดิจิทัลไมโครมิเตอร์ให้มีความหนาเท่ากับ 0.1 ± 0.01 มิลลิเมตร

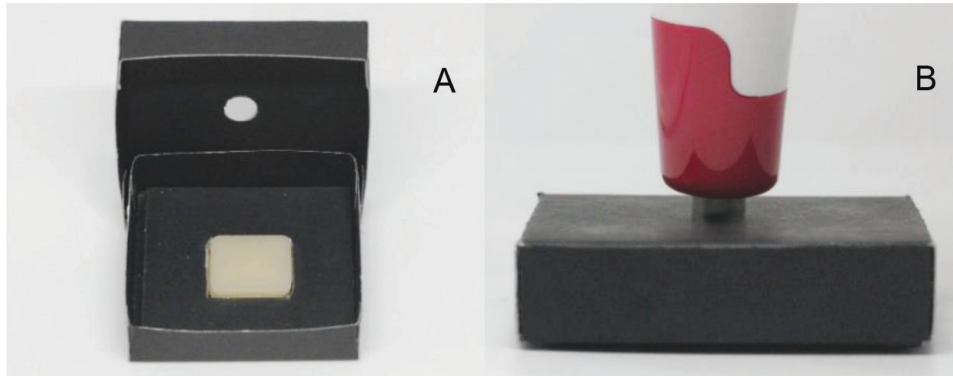
ทำความสะอาดแผ่นเซรามิกและแผ่นเรซินสีเหมือนฟันด้วยเครื่องล้างความถี่สูงเป็นเวลา 5 นาที แล้วซับให้แห้ง เตรียมพื้นผิวแผ่นเรซินสีเหมือนฟันโดย ทากรดฟอสฟอริกความเข้มข้น 37% (N-Etch, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทิ้งไว้เป็นเวลา 30 วินาที ล้างด้วยสเปรย์น้ำเป็นเวลา 10 วินาทีแล้วเป่าให้แห้ง หลังจากนั้นทาสารยึดติด (Tetric N-bond Universal, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทิ้งไว้เป็นเวลา 20 วินาที เป่าลมเบา ๆ แล้วฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง ชนิดแอลอีดี โดยฉายแสงบริเวณกึ่งกลางแผ่นและมุมทั้งสี่ตำแหน่งละ 20 วินาทีเพื่อให้ครอบคลุมทั่ว

ทั้งแผ่น และตรวจสอบเครื่องฉายแสงด้วยเครื่องวัด ความเข้มแสงทุกครั้งที่เปลี่ยนชิ้นงาน เตรียมพื้นผิว แผ่นเซรามิกโดยทากรดไฮโดรฟลูออริกความเข้มข้น 5% (IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทิ้งไว้เป็นเวลา 20 วินาที ล้างน้ำ เป็นเวลา 10 วินาทีแล้วเป่าให้แห้งโดยไม่ใช้ผงทำให้กรด เป็นกลาง (neutralizing powder) เนื่องจากจะทำให้ เกิดตะกอนบนผิวเซรามิกและขัดขวางการแทรกซึม ของเรซินซีเมนต์ได้ (9) หลังจากนั้นทาสารไซเลน (Monobond N, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ทิ้งไว้เป็นเวลา 60 วินาทีแล้วเป่าลมเป็นเวลา 10 วินาที

วางแผ่นเรซินสีเหมือนฟันลงในบล็อกซิลิโคน แล้ววางตัวคั่นลงไปที่สี่มุม ฉีดเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัว สองรูปแบบ (dual cure) สีใส (Variolink Esthetic DC Neutral shade, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ที่ผสมผ่านหัวผสม (mixing tip) ลงบนแผ่นเรซินสีเหมือนฟันแล้วปิดทับด้วยแผ่นเซรามิก ออกแรงกดจน กระทั่งแผ่นเซรามิกแนบสนิทกับตัวคั่นทั้งสี่มุม (รูปที่ 1) ทำความสะอาดเรซินซีเมนต์ส่วนเกินด้วยไมโครบรัช (microbrush) แล้วฉายแสงผ่านแผ่นเซรามิกด้วยด้วย เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดีเป็นเวลา 40 วินาทีโดยวาง ปลายท่อนำแสงบริเวณกึ่งกลางและแนบชิดกับแผ่น เซรามิก นำชิ้นงานออกจากบล็อกแล้วฉายแสงโดยรอบ

อีกด้านละ 20 วินาที ตรวจสอบเครื่องฉายแสงด้วย เครื่องวัดความเข้มแสงทุกครั้งที่เปลี่ยนชิ้นงาน หลังจากนั้นตั้งตัวคั่นออกจากชิ้นงานทั้งสี่มุม โดยวัด

ความหนา ก่อนและหลังยึดชิ้นงานด้วยเครื่องดิจิทัล ไมโครมิเตอร์เพื่อตรวจสอบความหนาของเรซินซีเมนต์ ให้มีความหนา 0.1 ± 0.01 มิลลิเมตร



รูปที่ 2 แสดงวิธีการวัดค่าสีชิ้นงาน

(A: วางชิ้นงานลงในกล่องดำ B: สอดหัววัดเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์เข้าไปทางรูบนฝากล่อง)

Fig. 2 Demonstrated the color measurement method.

(A: Put specimen into the black box, B: Insert spectrophotometer tip into the hole on the box lid)

เก็บรักษาชิ้นงานไว้ในกล่องแห้งปิดทึบที่อุณหภูมิห้อง 25°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อให้เรซินซีเมนต์เกิดการบ่มตัวอย่างสมบูรณ์ (10) แล้ววัดค่าสีภายในกล่องดำเพื่อตัดแสงจากภายนอกโดยใช้กล่องสูง 20 มิลลิเมตร สำหรับบล็อกอ้างอิงและสูง 10 มิลลิเมตร สำหรับชิ้นงาน ภายในกล่องมีฐานที่เจาะเป็นช่องขนาด $12 \times 14 \times 2$ ลูกบาศก์มิลลิเมตร เพื่อกำหนดตำแหน่งชิ้นงาน และมีรูที่ฝากล่องขนาดเท่าปลายหัววัดของเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (VITA Easys shade V, Vita Zahnfabrik, Germany) เพื่อกำหนดตำแหน่งปลายหัว

วัดให้อยู่กึ่งกลางชิ้นงาน (รูปที่ 2) วางหัววัดให้แนบสนิทกับชิ้นงาน วัดชิ้นงานละ 3 ครั้งที่ตำแหน่งเดียวกัน และปรับเทียบหัววัด (calibration) ทุกครั้งก่อนการใช้งาน แล้วคำนวณหาค่าการเปลี่ยนแปลงของสี (ΔE_{ab}) จาก การเปรียบเทียบความแตกต่างของสีระหว่างบล็อกอ้างอิงและชิ้นงานตามสมการ (11) โดย L^* เป็นค่าความสว่างของวัตถุ a^* คือพิกัดสีที่อยู่ระหว่างสีแดงและสีเขียว และ b^* คือพิกัดสีที่อยู่ระหว่างสีเหลืองและสีน้ำเงิน

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2}}$$

ตารางที่ 1 แสดงวัสดุที่ใช้ในงานวิจัย

Table 1. The materials used in the study.

Commercial name	Batch number	Composition
IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Z00D3S	SiO ₂ 57-80%, Li ₂ O 11-19%, K ₂ O 0-13%, P ₂ O ₅ 0-11%, ZrO ₂ 0-8%, ZnO 0-8%, Al ₂ O ₃ 0-5%, MgO 0-5%, coloring oxides 0-8% by weight
IPS Natural Die Material (Ivoclar Vivadent)	ND3: Y48142 ND5: X50488 ND7: Y07854 ND9: W90046	Polyesterurethanedimethacrylate, silicon dioxide, paraffin oil, copolymer, initiators, stabilizers and pigments
Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent)	Z01MKB	Monomer matrix: urethane dimethacrylate, methacrylate monomers Inorganic fillers: ytterbium trifluoride, spheroid mixed oxide Additional contents: Initiators, stabilizers, pigments
N-Etch (Ivoclar Vivadent)	Z012CT	37% Phosphoric acid
IPS ceramic etching gel (Ivoclar Vivadent)	Z00XFP	5% Hydrofluoric acid
Monobond N (Ivoclar Vivadent)	Z01B66	Alcohol solution of silane methacrylate, phosphoric acid methacrylate, sulfide methacrylate
Tetric N-bond Universal (Ivoclar Vivadent)	Z01FLF	HEMA, 10-MDP, Bis-GMA, MCAP, D3MA, ethanol, water, highly dispersed silicon dioxide, initiators, stabilizers

เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) จากนั้นเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยการจับคู่กลุ่ม (multiple comparison) แบบทูกีย์ (Tukey honest significant difference test) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มกับเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสี่ด้วยสถิติการทดสอบที (One sample T-test) กำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

($\alpha = 0.05$) ทั้งนี้การคำนวณสถิติจะใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอสเวอร์ชัน 20 (SPSS statistics 20, IBM) โดยกำหนดให้ค่า ΔE_{ab} ที่ 1.2 เป็นค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่สามารถรับรู้ได้ด้วยตามนุษย์ (Perceptibility threshold, PT) และค่า ΔE_{ab} ที่ 2.7 เป็นค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่สามารถยอมรับได้ (Acceptability threshold, AT) ตามการศึกษาของ Paravina และคณะ ในปี 2015 (11)

ผลการศึกษา (Results)

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละกลุ่มสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันพบว่าค่า ΔE_{ab} ในแต่ละความหนาของเซรามิกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ (ตารางที่ 2) และจากการวิเคราะห์

ความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละกลุ่มความหนาของเซรามิกพบว่าค่า ΔE_{ab} ในแต่ละสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ (ตารางที่ 3) ทำให้ปฏิเสธสมมติฐานว่าง งานวิจัยข้อที่ 1 และ 2 ตามลำดับ

ตารางที่ 2 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละกลุ่มสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟัน

Table 2. One-way ANOVA of averaged ΔE_{ab} in each tooth-colored resin substrate shade.

Tooth-colored resin substrate shade	F	Sig.	Partial Eta Squared
ND3	1024.368	0.000	0.995
ND5	1880.847	0.000	0.997
ND7	258.788	0.000	0.980
ND9	3396.240	0.000	0.998

One-way ANOVA, $p = 0.05$, $n = 5$

ตารางที่ 3 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละกลุ่มความหนาของเซรามิก

Table 3. One-way ANOVA of averaged ΔE_{ab} in each ceramic thickness.

Ceramic thickness (mm)	F	Sig.	Partial Eta Squared
0.5	3649.650	0.000	0.999
1.0	1734.861	0.000	0.997
1.5	1595.879	0.000	0.997
2.0	887.747	0.000	0.997

One-way ANOVA, $p = 0.05$, $n = 5$

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ L* a* b* ในแต่ละกลุ่มการทดลอง

Table 4. Mean and standard deviation of L*, a*, b* in each experimental group.

Ceramic thickness	ND shade	L*	a*	b*
0.5	3	77.93 ± 0.10	-0.04 ± 0.05	22.26 ± 0.26
	5	77.31 ± 0.23	-0.06 ± 0.05	25.60 ± 0.36
	7	76.81 ± 0.23	0.18 ± 0.04	17.83 ± 0.31
	9	60.31 ± 0.17	-0.72 ± 0.16	12.03 ± 0.53
1.0	3	79.05 ± 0.24	-0.28 ± 0.08	17.73 ± 0.27
	5	78.22 ± 0.21	0.44 ± 0.09	17.87 ± 0.20
	7	78.46 ± 0.09	-0.31 ± 0.09	15.64 ± 0.24
	9	68.89 ± 0.40	-1.82 ± 0.05	10.21 ± 0.07
1.5	3	78.91 ± 0.12	-0.58 ± 0.04	15.75 ± 0.10
	5	78.56 ± 0.10	-0.32 ± 0.08	15.67 ± 0.12
	7	78.60 ± 0.30	-0.92 ± 0.05	14.23 ± 0.10
	9	73.08 ± 0.16	-2.12 ± 0.04	10.59 ± 0.07
2.0	3	78.85 ± 0.11	-0.84 ± 0.05	14.77 ± 0.13
	5	78.85 ± 0.16	-0.66 ± 0.05	14.61 ± 0.14
	7	78.83 ± 0.19	-1.00 ± 0.07	14.23 ± 0.15
	9	75.87 ± 0.26	-2.10 ± 0.00	11.47 ± 0.08

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ ΔE_{ab}

Table 5. Mean and standard deviation of ΔE_{ab} .

Ceramic thickness (mm)				Tooth-colored resin substrate shade			
0.5	1.0	1.5	2.0	ND3	ND5	ND7	ND9
10.86	5.27	3.43	2.56	3.42	4.51	2.48	11.69
± 5.99	± 4.26	± 3.02	± 1.91	± 2.61	± 3.97	± 1.25	± 5.56

ค่าเฉลี่ย ΔE_{ab} มีค่าลดลงเมื่อความหนาของเซรามิกเพิ่มขึ้น โดยที่ความหนา 0.5 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยสูงที่สุดเท่ากับ 10.86 รองลงมาคือความหนา 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตรเท่ากับ 5.27 และ 3.43 ตามลำดับ และความหนา 2.0 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุดคือ 2.56 โดยสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันสี ND9 มีค่าเฉลี่ย ΔE_{ab} สูงที่สุดเท่ากับ 11.69 แตกต่างจากสีอื่นอย่าง

ชัดเจน ในขณะที่สีอื่นมีค่าเฉลี่ยเรียงตามลำดับจากมากไปน้อยได้ ดังนี้ ND5 เท่ากับ 4.51 ND3 เท่ากับ 3.42 และ ND7 เท่ากับ 2.48 (ตารางที่ 5)

จากการวิเคราะห์การจับคู่กลุ่มแบบพหุก็พบ ว่ากลุ่มความหนา 0.5 และ 1.0 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ย ΔE_{ab} บนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันทั้ง 4 สีแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่กลุ่มความหนา 1.5 และ 2.0

มิลลิเมตรมีเพียงบนสี ND9 เท่านั้นที่มีค่าเฉลี่ยแตกต่างจากสีอื่น ๆ และเมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันพบว่ากลุ่ม ND9 มีค่าเฉลี่ย ΔE_{ab} แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุกกลุ่มความหนาเซรามิก ในขณะที่กลุ่ม ND3 และ ND5 มีค่าเฉลี่ยในกลุ่มความหนา 0.5 และ 1.0 มิลลิเมตรแตกต่างกันและแตกต่างจากอีก 2 กลุ่มความหนาที่เหลือ และในกลุ่ม ND7 จะมีเพียงที่ความหนาเซรามิก 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้นที่มีค่าเฉลี่ยแตกต่างจากกลุ่มความหนาอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญ (ตารางที่ 6)

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ย ΔE_{ab} ของแต่ละกลุ่มกับเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีด้วยสถิติการทดสอบที่พบว่าทุกกลุ่มมีค่าเฉลี่ยแตกต่างจากเกณฑ์ PT และ AT อย่างมีนัยสำคัญ ทำให้ปฏิเสธสมมติฐานว่างข้อที่ 3 โดยพบว่าทุกกลุ่มมีค่าเฉลี่ยมากกว่าเกณฑ์ PT และมีเพียงบางกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยน้อยกว่าเกณฑ์ AT ได้แก่ กลุ่มความหนาเซรามิก 1.0 มิลลิเมตรบนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันสี ND7 และกลุ่มความหนา 1.5 และ 2.0 มิลลิเมตรบนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันสี ND3, ND5 และ ND7 (ตารางที่ 6)

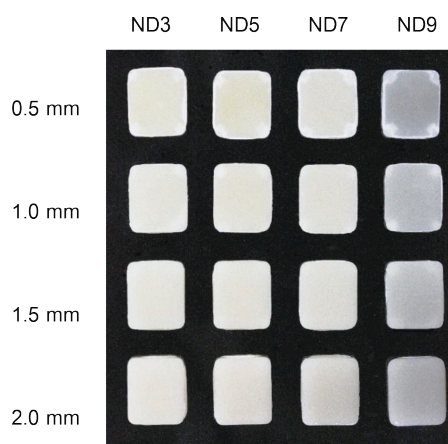
ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ ΔE_{ab} ในแต่ละกลุ่มการทดลอง

Table 6. Mean and standard deviation of ΔE_{ab} in each experimental group.

Ceramic thickness (mm)	Tooth-colored resin substrate shade			
	ND3	ND5	ND7	ND9
0.5	7.68 ± 0.27 Aa*	11.05 ± 0.33 Ba*	4.56 ± 0.17 Ca*	20.15 ± 0.21 Da*
1.0	3.05 ± 0.25 Ab*	3.71 ± 0.27 Bb*	1.95 ± 0.13 Cb	12.36 ± 0.33 Db*
1.5	1.54 ± 0.15 Ac	1.86 ± 0.12 Ac	1.80 ± 0.30 Ab	8.51 ± 0.12 Bc*
2.0	1.41 ± 0.11 Ac	1.44 ± 0.13 Ac	1.62 ± 0.11 Ab	5.76 ± 0.24 Bd*

Tukey honest significant difference test, p = 0.05, n = 5

Different uppercase superscript letters represent statistically significant differences between tooth-colored resin substrate shades, and different lowercase superscript letters represent significant differences between ceramic thicknesses. * represents the group which has ΔE_{ab} exceed AT.



รูปที่ 3 แสดงตัวอย่างชิ้นงานในแต่ละกลุ่มการทดลอง

Fig. 3 Demonstrated the example from each experimental group.

เมื่อนำแผ่นเรซินสีเหมือนฟันมาวัดค่าสีแล้ว วิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละกลุ่ม L* a* b* และ ΔE_{ab} พบว่าค่าเฉลี่ยที่ได้มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยการจับคู่กลุ่มแบบทู่ก็พบ

ค่า L* และ a* ในกลุ่ม ND5 และ ND7 ไม่แตกต่างกัน แต่แตกต่างจากอีก 2 กลุ่มที่เหลืออย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ค่า b* และ ΔE_{ab} มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทุกกลุ่ม (ตารางที่ 7)

ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ L* a* b* และ ΔE_{ab} ของบล็อกอ้างอิงและแผ่นเรซินสีเหมือนฟัน

Table 7. Mean and standard deviation of L*, a*, b* and ΔE_{ab} of reference block and tooth-colored resin plates.

Sample	L*	a*	b*	ΔE_{ab}
Reference block	80.23	-0.70	14.97	-
ND3	71.80 ± 0.17 _a	-1.20 ± 0.06 _a	37.80 ± 0.10 _a	24.35 ± 0.05 _a
ND5	71.13 ± 0.32 _b	0.50 ± 0.10 _b	45.37 ± 0.06 _b	31.76 ± 0.08 _b
ND7	70.73 ± 0.17 _b	0.63 ± 0.06 _b	35.53 ± 0.15 _c	22.69 ± 0.21 _c
ND9	43.20 ± 0.25 _c	5.80 ± 0.10 _c	18.13 ± 0.15 _d	39.84 ± 0.17 _d

Tukey honest significant difference test, p = 0.05, n = 20

Different lowercase superscript letters represent statistically significant differences between tooth-colored resin substrate shades.

บทวิจารณ์ (Discussion)

ความโปร่งแสงของเซรามิกสัมพันธ์กับความสามารในการปิดสีของเซรามิก โดยมีการศึกษา (1, 2, 12) ที่แสดงให้เห็นว่าเซรามิกที่มีความโปร่งแสงน้อยจะสามารถปิดสีพื้นหลังได้ดีกว่าเซรามิกที่มีความโปร่งแสงมาก นอกจากนี้ความโปร่งแสงของเซรามิกยังขึ้นอยู่กับความหนาของเซรามิกด้วยเช่นกัน ดังเห็นได้จากผลการวิจัยในครั้งนี้นี้ที่พบว่าเซรามิกมีค่า ΔE_{ab} แตกต่างกันในแต่ละความหนา โดยที่ความหนา 0.5 มิลลิเมตรจะได้รับการผลกระทบจากสีของพื้นหลังมากที่สุดและมีค่า ΔE_{ab} มากที่สุดในทุกสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟัน และค่า ΔE_{ab} จะลดลงเมื่อเซรามิกมีความหนา 1.0, 1.5 และ 2.0 มิลลิเมตรตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าเซรามิกสามารถปิดสีพื้นหลังได้ดีขึ้นเมื่อมีความหนาเพิ่มขึ้นสอดคล้องกับงานวิจัยอื่น ๆ ก่อนหน้า (1-5) ผลลัพธ์ดังกล่าวเกิดจากการที่เซรามิกมีดัชนีความโปร่งแสง (translucency parameter) ลดลงเมื่อมีความหนาเพิ่มขึ้น (2) ดังที่

Peixoto และคณะ ในปี 2007 (13) พบว่าเมื่อเซรามิกมีความหนาเพิ่มขึ้นปริมาณแสงที่ทะลุผ่านจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งการเพิ่มความหนาเป็นการเพิ่มระยะทางที่แสงต้องทะลุผ่าน (4) อีกทั้งเป็นการเพิ่มจำนวนอนุภาคต่อปริมาตรทำให้เพิ่มการกระเจิงของแสงภายในเนื้อเซรามิก ส่งผลให้มีความทึบแสงมากขึ้น และสามารถปิดสีพื้นหลังได้ดีขึ้น (14) นี่จึงเป็นสาเหตุที่ทำให้สีของเซรามิกมีความแตกต่างกันลดลงเมื่อความหนาเพิ่มมากขึ้น ดังที่เห็นในกลุ่มสี ND3 และ ND5 ที่ความหนาเซรามิก 1.5 มิลลิเมตรขึ้นไปและกลุ่ม ND7 ที่ความหนาเซรามิก 1.0 มิลลิเมตรขึ้นไปพบว่าค่า ΔE_{ab} ไม่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ

แม้ว่าการเพิ่มความหนาเซรามิกจะเป็นประโยชน์ต่อการปิดสีเนื้อฟันแต่ก็มีข้อจำกัดซึ่งจำเป็นจะต้องพิจารณาปัจจัยอื่น ๆ ร่วมด้วย เนื่องจากการเพิ่มความหนาจะทำให้ต้องมีการกรอฟันเพิ่มขึ้นซึ่งจำเป็นต้องคำนึงถึงการส่งผลกระทบต่อโครงประสาทฟันและโครงสร้าง

เนื้อฟันที่เหลืออยู่ซึ่งจะกระทบต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันได้ โดยเฉพาะการทำวีเนียร์ที่การยึดอยู่และความแข็งแรงจะลดลงหากมีการกร่อนจนถึงชั้นเนื้อฟัน (15) นอกจากนี้ยังส่งผลต่อการบ่มตัวของเรซินซีเมนต์ ซึ่งจากการวิเคราะห์ห่อภิมาณ (meta-analysis) ของ Martin และคณะ ในปี 2019 (16) พบว่าค่าปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ (degree of conversion) ของเรซินซีเมนต์ทั้งชนิดบ่มด้วยแสง (light-cure) และชนิดบ่มด้วยสองรูปแบบ มีค่าลดลงอย่างมากเมื่อเซรามิกมีความหนามากกว่า 1.0 มิลลิเมตร ดังนั้นจึงควรใช้ความหนาเซรามิกที่น้อยที่สุดที่เพียงพอต่อการปิดสีเนื้อฟัน ซึ่งหากไม่สามารถทำได้ควรพิจารณาไปใช้เซรามิกชนิดอื่นที่มีความโปร่งแสงน้อยลง หรือการบูรณะโดยใช้เซรามิกสองชั้นโดยใช้เซรามิกที่มีความทึบแสงเป็นพื้นรอง

มีหลายการศึกษา (3,5,12,17) แสดงให้เห็นว่าสีของพื้นหลังมีผลต่อสีที่มองเห็นของเซรามิก เช่นเดียวกับกับผลการวิจัยในครั้งนี้ที่พบว่าค่า ΔE_{ab} มีความแตกต่างกันในแต่ละสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟัน โดยค่า ΔE_{ab} มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นเมื่อพื้นหลังมีสีเข้มขึ้น ดังเห็นได้จากการที่เซรามิกบนสี ND5 มีค่า ΔE_{ab} มากกว่าสี ND3 และสำหรับสี ND9 ซึ่งมีสีเข้มที่สุดพบว่า มีค่า ΔE_{ab} มากที่สุดในทุกกลุ่มความหนาเซรามิก สอดคล้องกับผลการวิจัยอื่น ๆ (5,12,18) ที่มีการศึกษาโดยใช้เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตแคด/แคม บล็อก HT และ LT บนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันเช่นเดียวกัน ซึ่งพบว่าพื้นหลังที่มีสีเข้มกว่าจะส่งผลให้เซรามิกมีการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นมากกว่าพื้นหลังที่มีสีอ่อน

ประเด็นหนึ่งที่น่าสนใจคือผลการวิจัยในครั้งนี้พบว่ากลุ่มสี ND7 กลับมีค่า ΔE_{ab} น้อยกว่ากลุ่ม ND3 และ ND5 ที่ความหนาเซรามิก 0.5 และ 1.0 มิลลิเมตร การทดลองครั้งนี้ใช้การเปรียบเทียบผลลัพธ์ของสีที่ได้จากกลุ่มทดลองกับบล็อกอ้างอิงที่มีความหนา 13 มิลลิเมตร และใช้เป็นตัวแทนสีจริงของเซรามิก โดยอนุมานว่าความหนาของบล็อกอ้างอิงมากพอที่จะไม่ได้รับอิทธิพลจากสีพื้นหลังเช่นเดียวกันกับงานวิจัยของ Niu และคณะในปี 2013 (3) ซึ่งยังไม่มีการศึกษาใดที่สามารถบอก

ได้ว่าเซรามิกจะต้องมีความหนาเท่าใดถึงจะไม่มี การเปลี่ยนแปลงของสีจากอิทธิพลของสีพื้นหลัง ทั้งนี้เพื่อศึกษาว่าผลลัพธ์ของสีจากกลุ่มทดลองผิดเพี้ยนไปจากสีจริงของเซรามิกมากเพียงใด เมื่อวัดค่าสีของแผ่นเรซินสีเหมือนฟันทั้ง 4 สีและบล็อกอ้างอิงมาเปรียบเทียบกัน พบว่าสี ND7 มีค่า L^* และ a^* ไม่แตกต่างกับสี ND5 แต่มีค่า b^* แตกต่างจากสีอื่น โดยเมื่อนำมาคำนวณหาความแตกต่างของสีกับบล็อกอ้างอิงจะพบว่า ND7 มีค่า ΔE_{ab} น้อยที่สุดและน้อยกว่าสีอื่นอย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่ามีสีใกล้เคียงกับบล็อกอ้างอิงมากที่สุด รองลงมาคือสี ND3, ND5 และ ND9 ตามลำดับ จึงอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ผลการทดลองในครั้งนี้พบว่าค่า ΔE_{ab} ของเซรามิกบนสี ND7 มีค่าน้อยที่สุดในกลุ่มเซรามิกที่มีความหนาน้อยซึ่งได้รับอิทธิพลจากสีของพื้นหลังมาก ซึ่งงานวิจัยต่าง ๆ มีการใช้ค่าอ้างอิงที่แตกต่างกันเช่นการศึกษาของ Chaiyabutr และคณะ ในปี 2011 (5) ที่ใช้สี ND1 เป็นกลุ่มเปรียบเทียบ อย่างไรก็ตามในงานวิจัยของ Czigola และคณะ ในปี 2019 (1) ที่ศึกษาเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตแคด/แคม บล็อก HT และ LT โดยใช้สี ND2 เป็นกลุ่มควบคุมก็พบว่าเซรามิกบนสี ND1 กลับมีค่า ΔE_{ab} มากกว่าสี ND3 ถึง ND7 ทั้ง ๆ ที่มีค่าความสว่างมากกว่าแต่มีความเป็นสีเหลืองน้อยกว่า แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างระหว่างสีของเซรามิกและสีของเนื้อฟันก็สามารถส่งผลต่อการปิดสีของเซรามิกได้เช่นกันโดยยังมีสีมีความแตกต่างกันมากก็จะยิ่งส่งผลให้การปิดสีทำได้ยากขึ้น

งานวิจัยนี้เลือกใช้เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีของ Paravina และคณะ ในปี 2015 (11) เช่นเดียวกับหลายงานวิจัยในระยะหลัง (1,2,18,19) โดยพบว่าไม่มีกลุ่มทดลองใดเลยที่มีค่า ΔE_{ab} อยู่ภายในเกณฑ์ PT แสดงให้เห็นว่าทุกความหนาของเซรามิกมีการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นได้ด้วยตามนุษย์ในทุกสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟัน และสำหรับเกณฑ์ AT พบว่าเซรามิกที่มีความหนาดั้งแต่ 1.0 มิลลิเมตรขึ้นไปสามารถปิดสี ND7 ได้ และที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตรขึ้นไปสามารถปิดสี ND3 และ ND5 ได้ ในขณะที่สี ND9 นั้นไม่สามารถถูกปิดได้แม้ว่าจะใช้ความหนา 2.0

มิลลิเมตร เมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาที่ใช้เกณฑ์เดียวกันพบว่าบล็อก HT ในการศึกษาของ Czigola และคณะ ในปี 2019 (1) ที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตร ไม่สามารถปิดสี ND1 ถึง ND9 ได้เลย แสดงให้เห็นว่าบล็อก MT สามารถปิดสีได้ดีกว่าบล็อก HT และสำหรับบล็อก LT ในการศึกษาของ Czigola และคณะ ในปี 2019 (1) และ Basegio และคณะ ในปี 2019 (18) พบว่าที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตร ไม่สามารถปิดสี ND9 ได้เช่นกัน อย่างไรก็ตามบล็อก LT ที่ความหนา 2.0 มิลลิเมตรยังคงไม่มีข้อมูลที่ชัดเจนโดยอาจมีความเป็นไปได้ที่จะสามารถปิดสีได้ดีกว่าบล็อก MT แต่ควรที่จะต้องมีการศึกษาเปรียบเทียบเพิ่มเติม

เครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์จะยิงลำแสงซึ่งถูกกระจายออกเป็นความยาวคลื่นแสงช่วงต่าง ๆ แล้ววัดปริมาณแสงที่สะท้อนกลับจากวัสดุในแต่ละช่วงความยาวคลื่นแสง (20) โดยมีงานวิจัยที่พบว่าความขรุขระของพื้นผิวสามารถส่งผลกระทบต่อสีของเซรามิกเมื่อวัดด้วยเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ได้ (21) ซึ่งงานวิจัยนี้ใช้การเคลือบผิวเซรามิกในทุกกลุ่มเพื่อให้เหมือนกับการใช้งานจริงในทางคลินิก สำหรับความขรุขระของพื้นผิวด้านใน (internal surface) นั้นยังไม่มีการศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบในจุดนี้อย่างชัดเจน อย่างไรก็ตามทุกกลุ่มการทดลองมีการใช้ขั้นตอนการขัดที่เหมือนกัน ดังนั้นปัจจัยนี้จึงไม่มีผลกระทบให้เกิดความแตกต่างระหว่างกลุ่ม

งานวิจัยนี้เลือกใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบเนื่องจากการศึกษาของ Kilinc และคณะ ในปี 2011 (22) พบว่าประสิทธิภาพการบ่มตัว (polymerization) ของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญในเซรามิกที่มีความหนาเนื่องจากแสงส่องผ่านได้น้อยลง และแนะนำให้ใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบในกรณีที่เซรามิกมีความหนามากกว่า 1.5 มิลลิเมตร โดยทิ้งไว้ 24 ชั่วโมงเพื่อให้ปฏิกิริยาการบ่มตัวที่สำคัญสิ้นสุดลงตามการศึกษาของ Yan และคณะ ในปี 2010 (10) มีหลายการศึกษาแสดงให้เห็นว่าสีของเรซินซีเมนต์ส่งผลกระทบต่อสีที่มองเห็นของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตได้โดยเฉพาะสีที่ (5,8,23)

อย่างไรก็ตามสีของเรซินซีเมนต์นั้นส่งผลกระทบต่อเพียงเล็กน้อยเท่านั้น (1) ซึ่งงานวิจัยนี้เลือกใช้เรซินซีเมนต์สีใสเพื่อลดผลกระทบที่อาจส่งผลกระทบต่อผลลัพธ์สีของเซรามิก (17) นอกจากนี้เรซินซีเมนต์ที่ใช้มีโอโวเซอริน (Ivocerin) เป็นสารตั้งต้นการเกิดปฏิกิริยาด้วยแสง (photo initiator) ทำให้มีเสถียรภาพของสีที่ดีกว่าเรซินซีเมนต์แบบดั้งเดิมที่มีเอมีนตติยภูมิ (tertiary amines) เป็นส่วนประกอบซึ่งจะส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงของสีเมื่อเวลาผ่านไป (24) Vichi และคณะ ในปี 2000 (6) พบว่าเรซินซีเมนต์ที่มีความหนา 100 และ 200 ไมโครเมตรไม่ส่งผลกระทบต่ออย่างมีนัยสำคัญต่อสีที่มองเห็นของเซรามิกชนิดลูซิโตเบส (Lucite-based ceramic) และการศึกษาของ Niu และคณะ ในปี 2014 (23) พบว่าการเพิ่มความหนาของเรซินซีเมนต์สีที่บดจาก 100 ไป 300 ไมโครเมตรไม่ส่งผลกระทบต่อสีของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นในการวิจัยนี้ซึ่งมีการใช้เรซินซีเมนต์ที่มีความหนาเพียง 100 ไมโครเมตรจึงไม่ส่งผลกระทบต่อผลลัพธ์สีของเซรามิกในการทดลอง

สุดท้ายนี้การทดลองในครั้งนี้มีการเก็บชิ้นงานไว้ในกล่องปิดทึบที่แห้งแตกต่างจากสภาพแวดล้อมจริงในช่องปากที่ชิ้นงานจะแช่อยู่ในน้ำลาย โดยปกติแล้วเซรามิกจะไม่มีการดูดซึมน้ำเข้าไปในพื้นผิว (25) แต่น้ำสามารถเกิดการแทรกซึมเข้าไปตามรอยแตกระดับจุลภาค (micro crack) บนผิวของเซรามิกได้โดยเฉพาะเซรามิกที่มีพื้นผิวไม่เรียบและไม่มีการเคลือบผิว โดยไปทำลายโครงสร้างแหะซิลิกาและลดความเป็นผลึก (crystallinity) ของเซรามิกทำให้เกิดการดูดซับสารสีจากสภาพแวดล้อมได้มากขึ้น (26) อย่างไรก็ตาม Gawriolek และคณะ ในปี 2012 (27) พบว่าค่า ΔE_{ab} ของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยเมื่อแช่ในน้ำกลั่น เช่นเดียวกันกับ Palla และคณะ ในปี 2018 (26) ซึ่งทดสอบเสถียรภาพของสีของเซรามิกด้วยการบ่มเทียม (artificial aging) ในน้ำด้วยเครื่องเทอร์โมไซคลิง (thermocycling) พบว่าสีของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตมีการเปลี่ยนแปลงไปเพียงเล็กน้อยหลังการจำลองการใช้งานในช่องปากเป็นเวลา 3 ปี โดยไอพีเอสอีแมกซ์แคดมีค่า ΔE_{ab} น้อยกว่า 1 ซึ่ง

ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างออกด้วยตามนุษย์ แสดงให้เห็นว่าเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตมีเสถียรภาพของสีที่ตีมากและมีการเปลี่ยนแปลงของสีน้อยมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อแช่ในน้ำกลั่นที่ไม่มีสี ดังนั้นปัจจัยนี้จึงไม่ส่งผลกระทบต่อการศึกษาทดลอง

งานวิจัยนี้เลือกใช้เซรามิกสี A2 เพียงสีเดียวซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยสีฟันตัดบนตามการศึกษาของ Karaman และคณะ ในปี 2019 (28) แม้ว่าเซรามิกจะเป็นชนิดเดียวกันและมีความหนาเท่ากันแต่หากมีสีที่ต่างกันจะส่งผลต่อการทะลุผ่านของแสงและทำให้มีสมรรถนะทางแสงที่ต่างกันได้ (23) อีกทั้งงานวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการทำให้มีข้อจำกัดบางปัจจัยเช่นการไม่มีน้ำลายมาเกี่ยวข้อง การใช้วัสดุเรซินสีเหมือนฟันซึ่งมีลักษณะแตกต่างกับเนื้อฟันธรรมชาติ การใช้แผ่นเซรามิกซึ่งมีความหนาสม่ำเสมอแตกต่างจากวีเนียร์ที่มีความหนาไม่เท่ากันตลอดทั้งชิ้นงาน นอกจากนี้ผลการวิจัยที่ได้จำกัดอยู่เพียงตามชนิดและสีของวัสดุที่ใช้ทดลองเท่านั้นไม่ครอบคลุมถึงเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตระบบอื่นหรือสีอื่น รวมถึงการใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์ชนิดอื่นและสีอื่นได้ ซึ่งปัจจัยเหล่านี้มีผลต่อผลลัพธ์สีของเซรามิกและอาจทำให้ได้ผลการทดลองที่ต่างออกไปเมื่อเปลี่ยนแปลงปัจจัยดังกล่าว ดังนั้นจึงควรที่จะมีการศึกษาในเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตและเรซินซีเมนต์สีอื่น รวมถึงการเปรียบเทียบกับเซรามิกชนิดความโปร่งแสงมากและการวิจัยในทางคลินิกเพิ่มเติมเพื่อผลลัพธ์ที่ถูกต้องสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

บทสรุป (Conclusion)

ความหนาของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต แครด/แคม ความโปร่งแสงปานกลาง และสีพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันส่งผลให้เซรามิกมีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นแตกต่างกัน โดยกลุ่มการทดลองส่วนใหญ่มีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นมากกว่าเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนสีที่สามารถยอมรับได้

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

ขอขอบคุณเลียบทันตกรรมเคอิชิกาคีและคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ใน การให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์และสถานที่ทดลองจน ได้รับการอำนวยความสะดวกจากเจ้าหน้าที่จนสามารถบรรลุเป้าประสงค์ของงานวิจัยครั้งนี้ได้ และได้รับทุนจากทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเงินรายได้หน่วยงาน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ประจำปีงบประมาณ 2564

การขัดกันแห่งผลประโยชน์ส่วนบุคคลและผลประโยชน์ส่วนรวม

ในงานวิจัยฉบับนี้ทางผู้วิจัยมิได้มีผลประโยชน์ทับซ้อนหรือได้รับการสนับสนุนจากภาคเอกชน ตัวแทนจำหน่าย หรือห้างร้านอื่น ๆ แต่อย่างใด

เอกสารอ้างอิง

1. Czigola A, Abram E, Kovacs Z, Márton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(5):457-64.
2. Basso G, Kodama A, Pimentel A, R. Kaizer M, Della Bona A, Moraes R, et al. Masking colored substrates using monolithic and bilayer CAD-CAM ceramic structures. *Oper Dent.* 2017; 42(4):387-95.
3. Niu E, Agustin M, Douglas R. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):501-9.
4. Sethakamnerd P, Leeviloj C. Masking ability of two ceramics with different thicknesses on various substrates. *M Dent J* 2017;37(2):233-42.

5. Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):83-90.
6. Vichi A, Ferrari M, Davidson C. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):412-7.
7. Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max® CAD on [Internet]. Liechtenstein: Ivoclar; 2011 [cited 2022 January]. Available from: https://ivodent.hu/_docs/769_0b0bfa527ac0e5b766299f6c1a4ab53b.pdf.
8. Dede D, Sahin O, Ozdemir O, Yilmaz B, Celik E, Koroglu A. Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):138-43.
9. Saavedra G, Ariki E, Federico C, Galhano G, Zamboni S, Baldissara P, et al. Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic inlays. *Oper Dent.* 2009;34(2):211-6.
10. Yan Y, Kim Y, Kim KH, Kwon TY. Changes in Degree of Conversion and Microhardness of Dental Resin Cements. *Oper Dent.* 2010;35(2):203-10.
11. Paravina R, Ghinea RI, Herrera L, Della Bona A, Igiel C, Linninger M, et al. Color Difference Thresholds in Dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27(Suppl 1):S1-9. doi: 10.1111/jerd.12149. Epub 2015 Apr 17.
12. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *J Prosthodont.* 2014;23(3):213-20.
13. Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dent Mater.* 2007;23(11):1363-8.
14. Kosonittikul R, Chatrchaiwiwattana S, Junteevee N. Spectrophotometric analysis of optical translucency, opalescence, and contrast of leucite ceramic for CAD-CAM restoration as a role of ceramic thickness. *KKU Res J.* 2008;8(1):81-97.
15. Ge C, Green CC, Sederstrom D, McLaren E, Chalfant J, White S. Effect of tooth substrate and porcelain thickness on porcelain veneer failure loads in vitro. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):85-91.
16. Martins F, Vasques W, Fonseca E. How the variations of the thickness in ceramic restorations of lithium disilicate and the use of different photopolymerizers influence the degree of conversion of the resin cements: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e395-e403. doi: 10.1111/jopr.12920.
17. Azer S, Rosenstiel S, Seghi R, Johnston W. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):179-83.
18. Basegio M, Pecho O, Ghinea RI, Perez M, Della Bona A. Masking ability of indirect restorative systems on tooth-colored resin substrates. *Dent Mater.* 2019;35(6):e122-e130. doi: 10.1016/j.dental.2019.03.001.

19. Soim A, Strimbu M, Alexandru B, Culic B, Ducea D, Gasparik C. Translucency and masking properties of two ceramic materials for heat-press technology. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(2):E18-E23. doi: 10.1111/jerd.12358.

20. Alghazali N, Burnside G, Smith R, Preston AJ, Jarad F. Performance assessment of Vita Easy Shade spectrophotometer on colour measurement of aesthetic dental materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2011;19(4):168-74.

21. Maciel L, Silva C, Jesus R, Concílio L, Kano S, Xible A. Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(4):215-22.

22. Kilinc E, Antonson S, Hardigan P, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011;36(6):661-9.

23. Niu E, Agustin M, Douglas R. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):42-50.

24. Alkhudhairy F, Vohra F, Naseem M, Owais MM, Amer AHB, Almutairi KB. Color stability and degree of conversion of a novel dibenzoyl germanium derivative containing photopolymerized resin luting cement. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2020;18:2280800020917326. doi: 10.1177/2280800020917326.

25. Liebermann A, Vehling D, Eichberger M, Stawarczyk B. Impact of storage media and temperature on color stability of tooth-colored CAD/CAM materials for final restorations. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2019;17(4):2280800019836832. doi: 10.1177/2280800019836832.

26. Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):632-42.

27. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont.* 2012 ;21(2):112-22.

28. Karaman T, Altintas E, Eser B, Talo Yildirim T, Oztekin F, Bozoglan A. Spectrophotometric evaluation of anterior maxillary tooth color distribution according to age and gender. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e96-e102. doi: 10.1111/jopr.12783.

ติดต่อบทความ

อ.ทพ.นทีธร พฤกษ์วัชรกุล

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 แขวงคลองเตยเหนือ เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

โทรศัพท์: 02 649 5000 ต่อ 15112

อีเมล: nateetorn@swu.ac.th

Corresponding author

Dr. Nateetorn Plukwatchalakul

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Rd, Wattana, Bangkok, 10110, Thailand.

Tel: (662) 649 5000 ext 15112

E-mail: nateetorn@swu.ac.th

The Effect of Eight Types of Denture Adhesives on Retention of Milled Denture Base Acrylic Resin

Papatsara Veerapol* Mali Palanuwech*

Abstract

Objective: The retention of removable dentures is a primary concern for patients. Accordingly, this in vitro study aims to compare the retention strength of four commercial brands (eight formulations), offering cream type denture adhesives that can be brought in Thailand, on milled denture base acrylic resin.

Materials and methods: Eight milled acrylic resin molds were fabricated according to ISO10873:2021 and the retention strength of eight denture adhesives [Fittydent (Ft), Fixodent Original (FxO), Fixodent Microseal for Partial (FxM), Fixodent PLUS Best Foodseal Technology (FxFS), Fixodent Plus Best Hold (FxBH), Fixodent Ultra Max Hold (FxMH), Olivafix (O) and Polident (P)] were measured in each milled mold for ten times. All the data were analyzed independently by one-way analysis of variance (ANOVA) and post hoc test with a Least Significant Difference (LSD) multiple comparison test at a 95% level of significance.

Results: The study found statistically significant ($p < 0.05$) differences in mean retention strength between groups of denture adhesives. The Ft, O and P groups showed statistically significant ($p < 0.05$) differences to every other group. There was no significant difference between Fixodent groups (FxO, FxM, FxFS, FxBH and FxMH). The lowest and the highest retention strength were found in the Ft and the FxFS groups respectively.

Conclusions: According to ISO 10873:2021, the retention strength of denture adhesive should be more than 5 kPa. All tested adhesives have reached this threshold. All Fixodent groups have higher retention strength than Fittydent, Olivafix and Polident adhesives. There are no significant differences within the Fixodent group. Authors recommend Polident because it offers the best efficiency measured in kPa/THB or Fixodent Original because it offers the lowest cost per gram solution in the highest retention group.

Keywords: CAD/CAM, PMMA resin, Denture base, Tensile strength, Retention strength

Received Date: Apr 18, 2022

Revised Date: Apr 20, 2022

Accepted Date: Jul 01, 2022

*Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Road, Bangkok 10110, Thailand

Introduction

Dentists and the dentistry industry have tried for a long time to improve denture adherence by inventing a variety of “glues” with widely varying compositions and efficacy (1). Denture adhesives have been around since the late eighteenth century, although the American Dental Association first acknowledged them and characterized them in the literature in 1935 (2). It has been characterized as a substance used to make a denture attach to the oral mucosa through chemical and physical interactions in a glossary of prosthodontics terminology (3). The International Organization for Standardization describes such adhesives as a dental agent is applied onto the intaglio surface (fitting surface) of a removable denture to temporarily enhance its retention to soft supporting tissue (4).

Wearers of dentures have utilized denture adhesives to improve retention (5-7), stability (5-7), oral health-related quality of life (QOL), masticatory efficiency and general health (8). According to ISO 10873:2021 (4), the denture adhesives are categorized into two type. Glue types are water-soluble polymers, further classified into three classes based on form: powder, cream or sheet/tape. The other denture adhesive type consists of liner type adhesives which are non-aqueous forms. Accordingly, commercially-available denture adhesives are available in a variety of forms (5). While the particular ingredients in these denture adhesives may differ, they all include the same general elements that perform the same purpose (9). Among these, cream-types are the most recommended denture adhesives by dentists due to their ease of use (10,11). This

is confirmed by Chowdhry, et al. and Kalra, et al., as they concluded that cream types were found to be more effective and retentive (12,13).

Unsurprisingly, a variety of cream type denture adhesives are now marketed and there have been many studies on the retention efficacy between types of denture adhesive. For example, Sato, et al. 2008. used a novel gel-type denture adhesive to evaluate denture retention and ease of removal from the oral mucosa. They discovered that creams have a higher adhesion force than the gel, but the gel is simpler to remove from the oral mucosa than cream (14). In 2011, Manes, et al. studied the retention of three commercial cream type adhesive (Fittydent, Benfix and Supercorega) in removable complete mandibular dentures. The findings revealed that cream-type denture adhesives greatly improve denture retention, with Fittydent (1095.17 grams) topping the list, followed by Benfix (846.56 grams) and Supercorega (560.11 grams) (1). In 2017, Yegin, et al. conducted an in vitro study about the retention force of denture adhesives for complete dentures, focusing on three commercial brands. Fittydent had the highest retention force (7.37 N) followed by Protefix (5.11 N), while the lowest retention was achieved by Corega (4.43 N). The adhesive strength of Fittydent and Protefix was rather strong, which might be related to their carboxymethylcellulose (CMC) component. CMC hydrates in the presence of water, resulting in ionic adhesion to dentures and mucosa (15). Fittydent was shown to be the most effective, which is consistent with many other studies (1,11,13,16,17). This can be explained by its higher viscosity and polyvinylacetate component,

which is a sticky and insoluble substance (16). According to Albaki, Fittydent's greatest adhesive strength value is attributed to its insoluble characteristics that protect the material from saliva or liquids (18). Koppang, et al. similarly found that Fittydent exhibited higher retention force than Super Poli-Grip adhesives followed by Fixodent (19).

Retention was one of the most important requirements for both removable partial dentures and complete dentures. Maximum tensile load (peak load dislodgement) measurements had been created in laboratories to search for retention forces (20). Retention of the denture could also be referred to as peak load-to-dislodgement, maximum tensile load (21), adhesion force (4), or retention force (20). The retention test was set up in laboratory to determine adhesion force of the denture adhesives. This laboratory design was fabricated to the standard testing with ISO 10873 that evaluates adhesion strength of denture adhesives. The International Organization for Standardization recommends the procedure to measure dental adhesive strength in ISO 10873: 2021 and that denture adhesive strength should not be less than 5 kPa or 5000 N/m² (4).

Shay reported the mechanism of action of adhesives in 1991, stating that in the presence of water, the materials expand 50 to 150 percent in volume, filling the gaps between the tissue and the prosthesis. Current adhesive characteristics are determined by a combination of chemical and physical factors; saliva increases the viscosity of the adhesive thus also increasing the force required to detach the prosthesis from the tissue surface (22).

Computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) denture base fabricating is a subtractive process, and polymerization shrinkage is not an issue anymore (23).

Because total tooth loss has grown among the elderly, the number of persons who wear full dentures will definitely increase as the senior population grows (24). Retention of removable dentures is a primary concern for a patient's first impression. There were many studies that compared the retention forces between different denture adhesives available in their respective countries, but there was no similar study in Thailand. Furthermore, milled denture base acrylic resin (the newest denture processing by CAD/CAM technology) showed higher retention than conventional dentures (25) but there is no study on comparing the retention strength of denture adhesives in milled denture. Moreover, although implant overdentures showed higher retention force than conventional dentures (26-30) and denture adhesives (13,15-17,20,31), denture adhesive is still worthy of consideration due to low cost, non-surgical procedure, and higher retention force than conventional dentures (9,11, 15,32,33). Therefore, the results of this study will be mainly used to update the literature on the retention strength of denture adhesives available in Thailand, which can be used as a clinical guideline to improve the quality of life of Thai people. In addition, it can be applied for usage in a wider context as well.

The purpose of this in vitro study was to compare the retention strength, in milled denture base acrylic resin, of four commercial brands (eight formulations) offering cream type denture adhesives that can be bought in Thailand.

Materials and methods**Sample preparation**

Eight cream-type denture adhesives (Fittydent (Ft), Fixodent Original (FxO), Fixodent Microseal for Partials (FxM), Fixodent PLUS Best

Foodseal Technology (FxFS), Fixodent Plus Best Hold (FxBH), Fixodent Ultra Max Hold (FxBH), Olivafix (O) and Polident (P) were used in this study. Table 1-2 provides detailed information on the components of these materials

Table 1. Group in this study, the manufactures, denture adhesive ingredients of the eight groups of denture adhesives.

Group	Adhesives	Manufacture	Ingredients
Ft	Fittydent	Fittydent International GMBL, Pinkafeld, Austria	Sodium Carboxymethylcellulose, Polyvinylacetate, Alcohol, Paraffinum, Triacetin, Liquidum, Silica
FxO	Fixodent Original	Procter & Gamble Manufacturing Co., Ohio, USA	Paraffinum Liquidum, Calcium/Zinc PVM/MA Copolymer (33%), Cellulose Gum (20%), Silica, Petrolatum, Menthyl Lactate, Aroma, Menthol, Limonene, CI 45410
FxM	Fixodent Microseal for Partials	Procter & Gamble Manufacturing Co., Ohio, USA	Paraffinum Liquidum, Calcium/Zinc PVM/MA Copolymer (35%), Cellulose Gum (20%), Petrolatum, Silica
FxFS	Fixodent PLUS Best Foodseal Technology	Procter & Gamble Manufacturing Co., Ohio, USA	Paraffinum Liquidum, Calcium/Zinc PVM/MA Copolymer (33%), Cellulose Gum (20%), Petrolatum, Silica, CI 45410, CI 15985
FxBH	Fixodent Plus Best Hold	Procter & Gamble Manufacturing Co., Ohio, USA	Paraffinum Liquidum, Calcium/Zinc PVM/MA Copolymer (33%), Cellulose Gum (20%), Petrolatum, Silica, CI 15985, CI 45410
FxBH	Fixodent Ultra Max Hold	Procter & Gamble Manufacturing Co., Ohio, USA	Calcium/Zinc, Mineral Oil, PVM/MA, Cellulose Gum, Petrolatum, Silica, Red 27 Lake
P	Polident	GlaxoSmithKline, Philadelphia, USA	Carboxymethylcellulose, Poly (Methylvinylether/ Maleic Acid) Sodium-Calcium Mixed Partial Salt, Petrolatum, Mineral Oil, Spray Dried Peppermint, Spray Dried Spearmint, Propyl Hydrobenzoate, Erythrosine CI 45430.
O	Olivafix O	Bonyf AG, Vaduz, Liechtenstein	Calcium/Sodium PVM/MA Copolymer, Cellulose Gum, Citrus Limon Peel Oil, Olea Europaea (Olive Fruit) Oil, Hydrogenated Soybean Oil, Trihydroxystearin, Menthol, Silica, Lecithin, Menthyl Lactate

Table 2. The common components of denture adhesives are listed, along with their purpose (9).

Material	Purpose
Methyl vinyl ether-maleic anhydride copolymer	High molecular weight copolymers with adhesive and cohesive properties
Karaya gum	Thickener
Tragacanth	Water-soluble mixture of polysaccharides that absorbs water to become a gel
Acacia	Preservative
Pectin	Gelling agent
Gelatin	Gelling agent
Carboxymethylcellulose	Viscosity modifier/thickener
Mineral oil	Suspending and levigating agent
Antimicrobial agents (for example sodium borate, sodium tetraborate, ethanol, hexachlorophene)	Antimicrobial
Flavoring agents (for example wintergreen oil, peppermint oil)	Improves taste
Non-toxic additives	Wetting agents and plasticizers

Adhesive strength measurement

The adhesive strength test I (for type 1 class 2 adhesive) was measured according to ISO-10873:2021 recommended procedures (4). The study used a Class 2 denture adhesive to slightly overfill the hole of the sample holder, diameter 22.0 ± 1.0 mm and depth 0.5 ± 0.1 mm (Fig 1), flatten the surface, and then immerse the sample/sample holder assembly in 300.0 ± 10.0 ml of water for 1 minute in a water bath maintained at 37.0 ± 2.0 °C. The sample/sample holder assembly was removed and shaken once to remove any water that may have accumulated on the surface. The sample/sample holder assembly was placed on the adhesion test instrument's sample stand, with the load applied

to the sample's center (Fig 2). Using milled acrylic resin with diameter 20.0 ± 0.5 mm (Fig 3) attached to the pressure sensitive shaft of the Universal Testing machine (Shimadzu, EZtest, Japan), a load was applied on the sample up to 10.0 ± 0.2 N at a cross-head speed of 5 mm/min. The load was held in place for 30 seconds, and then it was pulled in the opposite direction at a cross-head speed of 5 mm/min (Fig 4). The maximum force was detected and recorded by the pressure sensitive shaft and the adhesion strength was calculated as force per unit area. Each adhesive was tested ten times (instead of the five times required by ISO-10873:2021), with the average values being compared.

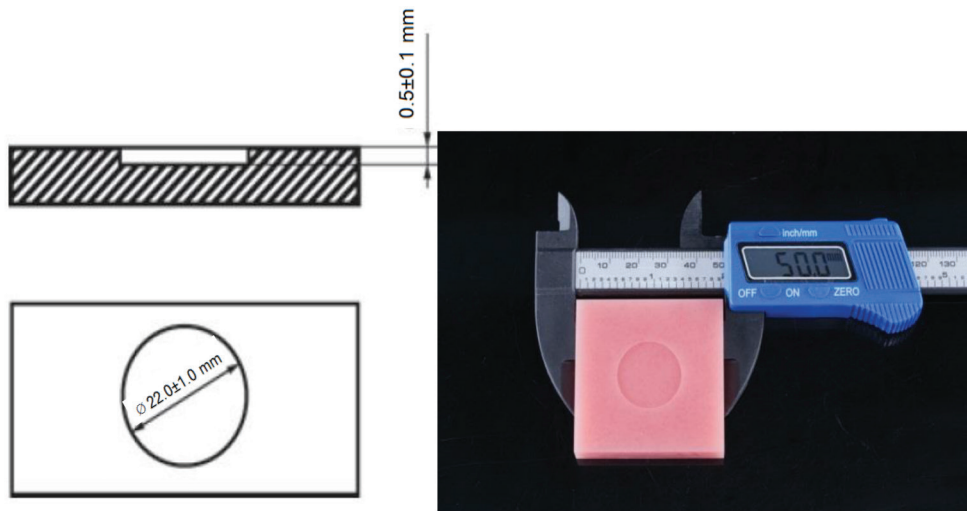


Fig 1. The sample holder made of 50.0 x 50.0 mm milled acrylic resin with a hole diameter of 22.0 ± 1.0 mm and a depth of 0.5 ± 0.1 mm.



Fig 2. The sample/sample holder assembly was placed on the adhesion test instrument's sample stand, with the load applied to the sample's center up to 10.0 ± 0.2 N at a cross-head speed of 5 mm/min.

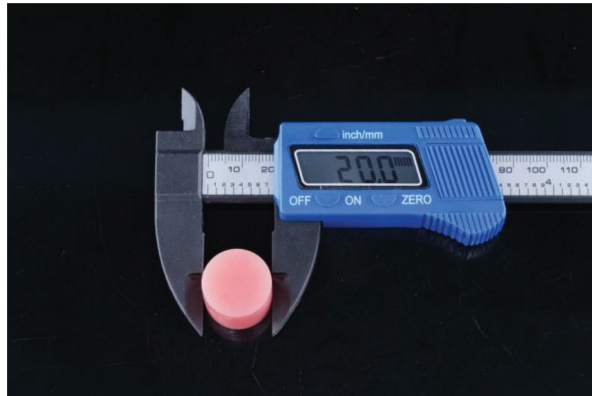


Fig 3. Milled acrylic resin, which was attached to pressure sensitive shaft of universal testing machine to detect compressive and tensile force, has a diameter of 20.0 ± 0.5 mm.



Fig 4. The pressure sensitive shaft was held with the load in place for 30 seconds, and then pulled in the opposite direction at a cross-head speed of 5 mm/min. The maximum tensile force was used for retention force testing.

Statistical analysis

In this investigation, we found a significant difference in the test's statistical power with 80 subjects (10 subjects per group) (G*Power 3.1.9.6; Department of Psychology, Christian-Albrechts-University, Kiel, Germany). The normality of all data was confirmed using the Shapiro-Wilk normality test. One-way ANOVA analysis of variance was used for the comparison among the groups, followed by a pairwise comparison using Least Significance Difference (LSD) as a post hoc test. The significance level was set at $p < 0.05$. All analyses were computed with IBM SPSS Statistics for Windows (IBM SPSS Statistics 22, IBM Japan Corp., Tokyo, Japan).

Results

A total of 80 samples of eight formulations of denture adhesives were tested in this study. Figure 5 showed descriptive statistics of all eight groups. Ft showed the lowest mean retention strength (32.55 kPa), followed by O (44.86 kPa), P (66.29 kPa), FxO (77.92 kPa), FxM (80.51 kPa), FxMH (84.50 kPa), FxBH (88.40 kPa) and FxFS which showed the highest mean retention strength (90.56 kPa).

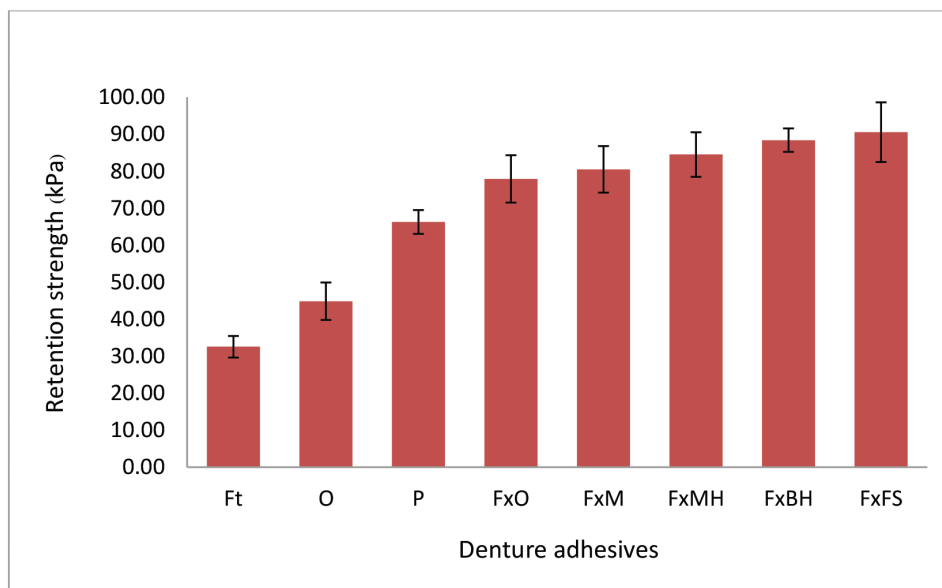


Fig 5. Retention strength (kPa) of denture adhesives [Fittydent (Ft), Olivafix (O), Polident (P), Fixodent Original (FxO), Fixodent Microseal for Partial (FxM), Fixodent Ultra Max Hold (FxMH), Fixodent Plus Best Hold (FxBH) and Fixodent PLUS Best Foodseal Technology (FxFS)]. Error bar indicates standard deviation.

Table 3 showed the one-way ANOVA statistics in which a statistical significance among all the eight groups ($p < 0.05$). To evaluate which group comparison yielded the statistical significance, a post hoc test (LSD test) was performed. Furthermore, table 4 showed mean retention strengths and 95% confidence intervals

of means with statistical summaries of denture adhesive groups. The Fixodent groups (FxO, FxM, FxMH, FxBH and FxFS), were no significantly different. But Ft, O and P group were significantly different from the others groups. In addition, the retention strength per 1 THB (kPa/THB) of each denture adhesive group was shown in Table 5.

Table 3. Summary statistics of one way ANOVA.

Source of variation	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p-value
Between Groups	31889.847	7	4555.692	154.214	0.000
Within Groups	2126.974	72	29.541		
Total	34016.820	79			

Table 4. Mean retention strengths and 95% confidence intervals of means with statistical summaries.

Denture Adhesive group	Mean (95% CI of mean)
Ft	32.555 (30.472 – 34.638)
O	44.858 (41.236 – 48.480)
P	66.288 (63.984 – 68.592)
FxO a	77.922 (73.341 – 82.503)
FxM ab	80.509 (76.009 – 85.008)
FxMH bc	84.503 (80.192 – 88.814)
FxBH cd	88.402 (86.137 – 90.668)
FxFS d	90.559 (84.795 – 96.324)

Fittydent (Ft), Olivafix (O), Polident (P), Fixodent Original (FxO), Fixodent Microseal for Partial (FxM), Fixodent Ultra Max Hold (FxMH), Fixodent Plus Best Hold (FxBH) and Fixodent PLUS Best Foodseal Technology (FxFS).

*Results of Least Significance Difference (LSD) post hoc comparisons are shown as superscript letters, and values having same superscript letters were not significantly difference ($p > 0.05$).

Table 5. Average Retention strength (kPa) of denture adhesives, cost of denture adhesives per gram (THB) and retention strength per 1 THB (price update on April 2022).

Group	Average Retention strength (kPa)	Cost per gram (THB)	Retention strength per 1 THB (kPa/THB)
Ft	32.555	7.00	4.65
O	44.858	4.98	9.00
P	66.288	4.75	13.96
FxO	77.922	8.30	9.39
FxM	80.509	11.00	7.32
FxMH	84.503	11.54	7.32
FxBH	88.402	10.75	8.22
FxFS	90.559	10.13	8.94

Discussion

The null hypothesis that the denture adhesives are all the same in aspects of adhesive strength was rejected as some of them showed statistically significant differences. While all groups of the Fixodent denture adhesives showed not statistically significant difference, Ft, O and P group were found to be statistically different.

The International Organization for Standardization (ISO) 10873:2021 suggested that one should apply a load up to 10.0 ± 0.2 N, at cross-head speed of 5 mm/min, by the pressure sensitive shaft to the sample (4).

The retention strength of Fittydent in this study was 32.56 kPa, whereas Manes, et al. found that the highest retention force in clinical study of Fittydent on removable denture was 1095.00 N (1). In addition, a clinical trial study of Ibraheem, et al. was found that the retention forces was increased with the use of the denture adhesives and the retentive force of Fittydent was 1024.20 N (32). These previous studies showed retentive force (N) instead of retentive

strength (kPa) which was calculated by dividing the force at dislodgment with the total surface area of each prepared sample. Therefore, our study shows more meaningful data which can be compared with minimum requirement of having a 5 kPa retention strength (4).

The mechanism of action of denture adhesives is 50-150% materials swelling from water absorption (22). They increase the adhesive and cohesive characteristics as well as the viscosity of the medium between the denture and the basal seat, reducing spaces between the denture base and the basal seat (22). A major adhesive component may be found in all types of adhesives (5-60% by weight), a water-insoluble component (20-70% by weight), viscosity index improvers (1-20% by weight), plasticizing agent (1-10% by weight), gallant agent (1-10% by weight), and taste and scent additions that may be medicinal and sensual (34). The major adhesive component (mostly alkyl vinyl ether-maleic anhydride-AVE-MA salts) is mucoadhesive, hydrophilic, and water-soluble, and expands when wet (34). Because it swells less than 10%

in water, the water-insoluble component (primarily waxes, petrolatum, oils, silicone, PolyVinylAcetate) adds to the product's cohesiveness. The viscosity index improver (PolyMethylAcrylate, acrylic resins, PolyVinylChloride, nylon, polyesters) controls the product's overall viscosity, allowing it to act appropriately in the mouth as temperature changes. Plasticizing agents (polyols, glycerin, propylene glycol, xylitol) are water-insoluble and are employed to soften the product. Cohesive forces are increased by molecular cross-linking to further extend the action of the products (long-acting polymers), enhancing the total adhesive qualities of the materials and the resistance to denture removal (35). From this study, all groups of Fixodent (FxO, FxM, FxMH, FxFS and FxBH) were of the highest retention strength group and no statistically significant differences could be observed between them because their ingredients were mostly the same.

The retention strength per 1 THB (kPa/THB) of each denture adhesive group was shown in Table 5. The P group had the greatest retention strength per 1 THB, followed by FxO, O, FxFS, FxBH, FxMH, FxM, and Ft group was the lowest.

Conclusions

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. The results showed that all the tested denture adhesives, in milled dentures, have passed the minimum requirement of having a 5 kPa retention strength.

2. The lowest and the highest retention strength were found in Ft and FxFS groups respectively.

3. The Fixodent groups give a greater retention with milled denture base than the other groups and there are not significant differences within this group based on product brand.

4. Authors recommend P because of the highest kPa/THB and FxO because of the lowest cost per gram in the highest retention group.

Acknowledgements

This work was supported by Atchariya Watthanawisut from Department of Mathematics, Faculty of Science Srinakharinwirot University. We would like to thank Balazs Szanto for English language editing and thanks to Laboratory staffs of Faculty of Dentistry Srinakharinwirot University.

References

1. Mañes JF, Selva EJ, De-Barutell A, Bouazza K. Comparison of the retention strengths of three complete denture adhesives: An *in vivo* study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1): e132-6. doi: 10.4317/medoral.16.e132.
2. Grasso JE. Denture adhesives. *Dent Clin North Am*. 2004;48(3):721-33.
3. Glossary of prosthodontic terms committee of the academy of prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms: ninth edition. *J Prosthet Dent* 2017;117(5S):e1-e105.
4. International organization for standardization. ISO 10873:2021; Dentistry-denture adhesives [Internet]. Geneva: ISO; 2021. [cited 2022 April]. Available from: <https://www.iso.org/standard/72380.html>.
5. Manikantan NS, Dhanya B, Manoj Kumar AD. Denture adhesives: a review. *Int J Recent Sci Res*. 2019;10(01):30267-9.

6. Hong G, Takeshi M, Taizo H. The effect of denture adhesive on bite force until denture dislodgement using a gnathometer. *Int Chin J Dent.* 2010;10:41-5
7. Kumar PR, Shajahan PA, Mathew J, Koruthu A, Aravind P, Ahammed MF. Denture adhesives in prosthodontics: an overview. *J Int Oral Health.* 2015;7(Suppl 1):93-95.
8. Taro N, Tomohiko M, Yu S, Takuya K, Junichi F, Minoru S, Hisamoto K. Effects of denture adhesives on growth and morphological transformation of *Candida albicans*. *J Prosthodont Res.* 2019;64(1):78-84.
9. Duqum I, Powers KA, Cooper L, Felton D. Denture adhesive use in complete dentures: clinical recommendations and review of the literature. *Gen Dent.* 2012;60(6):467-77.
10. Han JM, Guang H, Kentaro H, Takeshi M, Hiroshi M, Keiichi S. Influence of composition on the adhesive strength and initial viscosity of denture adhesives. *Dent Mater J.* 2014;33(1):98-103.
11. Koronis S, Pizatos E, Polyzois G, Lagouvardos P. Clinical evaluation of three denture cushion adhesives by complete denture wearer. *Gerodontology.* 2010;29(2):e161-9. doi: 10.1111/j.1741-2358.2010.436.x.
12. Chowdhry P, Phukela SS, Patil R, Yadav H. A Study to evaluate the retentive ability of different denture adhesive materials: an *in vitro* study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010;10(3):176-81.
13. Kalra P, Nadige R, Shah FK. An investigation into the effect of denture adhesives on incisal bite force of complete denture wearers using pressure transducers - a clinical study. *J Adv Prosthodont.* 2012;4:97-102.
14. Sato Y, Kaiba Y, Hayakawa I. Evaluation of denture retention and ease of removal from oral mucosa on a new gel-type denture adhesive. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* 2008;52(2):175-82.
15. Yegin E, Akpınar YZ, Yavuz T, Aslan MA. Effect of different denture adhesives on retention of complete dentures: an *in vivo* study. *JAST.* 2017;31(18):1-9. doi: 10.1080/01694243.2017.1296652.
16. Panagiotouni E, Pissiotis A, Kapari D, Kaloyannides A. Retentive ability of various denture adhesive materials: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):578-85.
17. Pachore NJ, Patel JR, Sethuraman R, Naveen YG. A comparative analysis of the effect of three types of denture adhesives on the retention of maxillary denture bases: an *in vivo* study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014; 14(4):369-75.
18. Mohammed A, Abed A. Investigate the effect of three types of denture adhesives on the retention of a poorly fitting maxillary complete denture (clinical study). *Mustansiria Dent J.* 2007;4(1):93-101.
19. Koppang R, Berg E, Dahm S, Real C, Fløystrand F. A method for testing denture adhesives. *J Prosthetic Dent.* 1995;73(5):486-91.
20. Lertsuriyakarn K, Palanuwech M. Comparison of Retention between Two Implant Attachment Systems after Fatigue Test. *J Dent Assoc Thai.* 2020;70(3):216-29.
21. Varghese RM, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow hader clips: an *in vitro* study. *J Prosthodont.* 2007;16(3):165-71.
22. Shay K. Denture adhesives. Choosing the right powders and pastes. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(1):70-6.

23. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clin Oral Investig*. 2018;22(8):2829-35.
24. Kassebaum NJ, Smith AGC, Bernabé E, Fleming TD, Reynolds AE, Vos T, et al. Global regional, and national prevalence, incidence, and disability-adjusted life years for oral conditions for 195 countries, 1990-2015: a systematic analysis for the global burden of diseases, injuries, and risk factors. *J Dent Res*. 2017;96(4):380-7
25. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD/CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2016;116(2):249-56.
26. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent*. 1995;73(4):354-63.
27. Zhang L, Lyu C, Shang Z, Niu A, Liang X. Quality of life of implant-supported overdenture and conventional complete denture in restoring the edentulous mandible: a systematic review. *Implant Dent*. 2017;26(6):945-50.
28. Kutkut A, Bertoli E, Frazer R, Pinto-Sinai G, Fuentealba Hidalgo R, Studts J. A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *J Prosthodont Res*. 2018;62(1):1-9.
29. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chegade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*. 2002;19(1):3-4.
30. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J*. 2009;207(4):185-6.
31. Mínguez-Tomás N, Alonso-Pérez-Barquero J, Fernández-Estevan L, Vicente-Escuder Á, Selva-Otaolaurruchi EJ. In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(7):e681-6. doi: 10.4317/jced.54834.
32. Ibraheem EMA, El-sisy AME. Comparing the effect of three denture adhesives on the retention of mandibular complete dentures for diabetic patients (randomized clinical trial). *Bulletin of the National Research Centre*. 2019;43(1):24. doi:10.1186/s42269-019-0052-733.
33. Quiney D, Nishio Ayre W, Milward P. The effectiveness of adhesives on the retention of mandibular free end saddle partial dentures: an in vitro study. *J Dent*. 2017;62:64-71.
34. Polychronakis N, Sykaras N, Polyzois G, Lagouvardos P. Removal of denture adhesives from PMMA and Polyamide denture base materials. *J Appl Oral Sci*. 2021;29:e20200448. doi: 10.1590/1678-7757-2020-0448.
35. AlRumaih HS, AlHelal A, Baba NZ, Goodacre CJ, Al-Qahtani A, Kattadiyil MT. Effects of denture adhesive on the retention of milled and heat-activated maxillary denture bases: A clinical study. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):361-6.

Corresponding author:

Asst. Prof.Dr. Mali Palanuwech

Department of Conservative Dentistry and

Prosthodontics, Faculty of Dentistry,

Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23

Road, Bangkok 10110, Thailand

Tel. (662) 649 5000 ext. 15112

E-mail: mali@g.swu.ac.th

ผลของความหนาของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต สีของซีเมนต์ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมต่อสีของชิ้นงานบูรณะ

ธนโชติ พยุงรัตน์* มะลิ พลาบุเวช*

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาสีลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปานกลางหลังบูรณะบนวัสดุทำหลักยึดรากเทียม ร่วมกับเรซินซีเมนต์

วัตถุประสงค์และวิธีการ: แบ่งกลุ่มเซรามิก (ความหนา 1.00, 1.50, 2.00 และ 2.50 มิลลิเมตร) วัสดุหลักยึดรากเทียม (ไทเทเนียม เซอร์โคเนีย โทเทียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40, 50, 60 และ 70 โวลต์) และซีเมนต์เนกซ์สทรี (สีขาว สีขาวทึบ และสีเหลือง) กลุ่มละ 7 ชิ้น โดยวิธีสุ่มอย่างง่าย วางชิ้นเซรามิกบนวัสดุทำหลักยึดรากเทียม โดยมีซีเมนต์คั่นกลาง วัดสีด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ บันทึกค่าด้วยระบบซีไออี และคำนวณค่าความแตกต่างของสี การวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนและทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยวิธีทดสอบทุกิ ($\alpha = .05$)

ผลการทดลอง: ปัจจัยทดสอบทั้งหมดมีผลต่อค่าความแตกต่างของสีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ค่าความแตกต่างของสีที่น้อยที่สุดคือเซรามิกหนา 2.50 มิลลิเมตรบนเซอร์โคเนียร่วมกับซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง (1.41 ± 0.07 และ 1.36 ± 0.13 ตามลำดับ) และไทเทเนียมร่วมกับซีเมนต์สีขาว (2.03 ± 0.16)

สรุป: เซอร์โคเนียและไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์สามารถปิดสีหลักยึดรากเทียมเมื่อบูรณะด้วยเซรามิกหนาตั้งแต่ 1.50 มิลลิเมตรร่วมกับซีเมนต์เนกซ์สทรีสีขาว สีขาวทึบและสีเหลืองให้ค่าความแตกต่างของสีในระดับน้อยกว่า 5.50

คำสำคัญ: ลิเทียมไดซิลิเกต สีของซีเมนต์ วัสดุทำหลักยึดรากเทียม ค่าความแตกต่างของสี

Received Date: Apr 18, 2022

Revised Date: Apr 21, 2022

Accepted Date: Jul 01, 2022

*ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒประสานมิตร 114 ถนนสุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

Effect of Thickness of Lithium Disilicate, Cement Color and Implant Abutment Materials to Final Restoration Color

Thanachot Phayoongrat* Mali Palanuwech*

Abstract

Objective: The purpose of this in vitro study is to investigate the final color of medium translucent lithium disilicate on implant materials with resin cement.

Material and Methods: Seven specimens of ceramic (1.00, 1.50, 2.00 and 2.50 mm in thickness), types of implant abutment materials (Ti, Zr, ATi40, ATi50, ATi60 and ATi70) and Nexus III resin cement (white, white opaque and yellow) were allocated by simple random sampling method. Ceramic specimens were placed over implant abutment specimens with resin cement specimen in between. The spectrophotometer used for measurements, data recorded as CIE L*a*b* color co-ordinates and calculated into ΔE value. The statistical analysis was performed with ANOVA and Tukey's HSD test ($\alpha = .05$).

Results: All examine parameters can statistically significant effect on the final color. The lowest ΔE was thickness of 2.50 mm on Zr with white opaque and yellow cement (1.41 ± 0.07 and 1.36 ± 0.13 , respectively) and on titanium with white cement (2.03 ± 0.16).

Conclusion: Zirconia and 50-voltage anodized titanium, which could mask the implant abutment at a clinical acceptable level ($\Delta E < 5.50$) when using the at least 1.50 mm ceramic with white, white opaque and yellow Nexus III resin cement.

Keyword: Lithium disilicate, Cement color, Implant abutment material, Total color difference

*Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23 Road, Bangkok, 10110, Thailand.

บทนำ (Introduction)

การรักษาด้วยรากเทียมเป็นการทดแทนการสูญเสียฟันวิธีหนึ่งที่ได้รับคามนิยมในปัจจุบันและมีอัตราความสำเร็จในการรักษาสูง โดยตำแหน่งที่ต้องการความสวยงามสูงอย่างฟันหน้าบนเป็นสิ่งที่ท้าทายในการบูรณะ เนื่องจากมีปัจจัยที่พึงคำนึงหลากหลาย อาทิ ตำแหน่งรากฟันเทียม ระดับของแนวยิ้ม (Smile line) วัสดุทำหลักยึดรากเทียม และวัสดุทำครอบฟัน เป็นต้น (1,2)

หลักยึดไทเทเนียม (Titanium abutment) เป็นหลักยึดมาตรฐานที่ให้ความสำเร็จในการรักษาสูง เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลและชีวภาพที่ดี มีขนาดให้เลือกหลากหลาย และค่าใช้จ่ายถูก (3,4) อย่างไรก็ตามพบปัญหาความสวยงามจากสีของหลักยึดไทเทเนียมที่สะท้อนผ่านขอบเหงือกโดยเฉพาะกรณีคนไข้ที่มีเหงือกชนิดไบโอไทป์บาง (Thin biotype) ส่งผลต่อความพึงพอใจในการรักษา (5,6) จึงมีการใช้หลักยึดที่มีสีขาวอย่างหลักยึดที่ทำจากเซอร์โคเนีย (Zirconia) มาทดแทน

การใช้หลักยึดเซอร์โคเนียให้ผลลัพธ์ในการบูรณะของเหงือกรอบรากเทียมใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ (6) แต่พบปัญหาการหักบริเวณส่วนเชื่อมต่อระหว่างรากเทียม (Implant connection) ในหลักยึดเซอร์โคเนียทั้งชั้น (Zirconia abutment) (7) และการใช้ฐานยึดไทเทเนียม (Titanium base) ร่วมกับส่วนคลุมที่ทำจากเซอร์โคเนีย (Zirconia coping) มีขั้นตอนทางห้องปฏิบัติการซับซ้อน มีรายงานการสูญเสียการยึดติดของครอบฟันบนส่วนคลุม (8) และมีข้อจำกัดในบริเวณช่องว่างขนาดเล็ก

หลักยึดไทเทเนียมจึงถูกพัฒนาให้เกิดความสวยงาม โดยการเปลี่ยนแปลงสีของไทเทเนียมด้วยวิธีการต่าง ๆ อย่างปฏิกิริยาทางความร้อน เคมี การชุบไทเทเนียมไนไตรต์ (Titanium nitrite coating) และปฏิกิริยาอะโนไดซ์ (Anodized oxidation) (9,10)

ปฏิกิริยาอะโนไดซ์เป็นปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีที่ทำให้เกิดสีบนโลหะไทเทเนียมตามกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นทำให้เกิดความหนาของชั้นออกไซด์บนโลหะไทเทเนียมเพิ่มขึ้น เกิดลักษณะพื้นผิวโลหะขรุขระ (11) จึงช่วยกระตุ้นให้เกิดการยึดเกาะของเนื้อเยื่อโพลีเมอร์ของ

เหงือก (Gingival fibroblast) และเกิดการผลึกของเหงือกที่ดี (Gingival bioseal) นอกจากนี้ยังสามารถทำได้ง่าย มีค่าใช้จ่ายถูก และมีความคงทนของสีบนไทเทเนียมมากกว่าวิธีอื่น ๆ (9,12)

เซรามิกชนิดแก้ว (Glass ceramic) ถูกนำมาใช้ในการบูรณะในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงามสูง มีความเป็นธรรมชาติมากกว่าครอบฟันโลหะผสมเซรามิก (Porcelain fused to metal crown) เนื่องจากคุณสมบัติความโปร่งแสง การสะท้อน และหักเหของแสงใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ อีกทั้งมีความแข็งแรงที่เหมาะสมต่อการใช้งาน (4,13) โดยสีของเซรามิกหลังบูรณะขึ้นกับลักษณะพื้นผิวของชิ้นงาน (Surface texture) รูพรุนบนชิ้นงาน เวลาในการเผาขึ้นรูป การเคลือบเงา (Glazing) ความหนาของซีเมนต์ (14) สีของพื้นหลัง (Substrate color) (15,16) ความหนาของเซรามิก (17) ความโปร่งแสงของเซรามิก (18) สีของซีเมนต์ (19) และหลายปัจจัยร่วมกัน (14) นอกจากนี้เรซินซีเมนต์เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ยึดติดเซรามิกกับหลักยึด และเพิ่มความแข็งแรงของเซรามิก (4) โดยสีของซีเมนต์ในท้องตลาดมีหลากหลาย การศึกษาของ Cubas และคณะ ในปี 2011 พบว่าซีเมนต์สีทึบสามารถปิดสีของพื้นหลังได้ดีกว่าซีเมนต์สีใสในทุกความหนาและยี่ห้อของเซรามิก (20) อย่างไรก็ตามซีเมนต์สีทึบจะลดความโปร่งแสงของเซรามิก (21,22) เพื่อให้เกิดความสวยงามหลังบูรณะสูงสุดจำเป็นต้องคำนึงถึงชนิดของพื้นหลัง เซรามิก และสีของซีเมนต์

สเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (Spectrophotometer) เป็นเครื่องมือที่นิยมใช้ในการเทียบวัดสีทางทันตกรรม โดยมีความแม่นยำสูงกว่าตาเปล่าถึงร้อยละ 33 (23-25) ซึ่งประมวลผลด้วยระบบซีไออี (Commission international de l'Eclairage, CIE) จากตัวแปรแอล เอ และบี (L* a* and b*) จากนั้นจะแสดงค่าความแตกต่างของสี (Delta E, ΔE) ของวัตถุทดสอบสองชนิด (26) โดยค่าความแตกต่างของสีที่ยอมรับได้ทางคลินิกมีค่าแตกต่างกันในแต่ละงานวิจัย การศึกษาของ Douglas และคณะ ในปี 2007 ได้กำหนดค่าความแตกต่างของสีในระดับที่ยอมรับได้โดยประสาทสัมผัส (Perceptibility threshold,

PT) ที่ระดับ 2.6 และค่าความแตกต่างของสีที่ยอมรับได้ทางคลินิก (Acceptability threshold, AT) ที่ระดับ 5.5 (27) โดยค่าความแตกต่างของสีดังกล่าวยังถูกนำมาใช้เป็นค่าอ้างอิงในการทดสอบเทียบวัสดุสีในงายวิจัยเกี่ยวกับสีของเซรามิก (15,28)

การวิจัยทางห้องปฏิบัติการนี้มีจุดประสงค์เพื่อประเมินเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งปานกลาง (Medium translucent lithium disilicate) ซึ่ง

ยังไม่มีการศึกษาความสามารถในการปิดสีของหลักยึดมาก่อน โดยใช้เซรามิกที่ความหนา 4 ระดับร่วมกับสีของซีเมนต์ 3 สี บนวัสดุทำหลักยึดรากเทียม 7 ชนิด โดยความสมมติฐานว่างคือวัสดุทำหลักยึดแต่ละชนิดให้ค่าความแตกต่างของสีบนเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตแต่ละความหนาร่วมกับสีของซีเมนต์ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Material and Methods)

ตารางที่ 1 วัสดุที่ใช้

Table 1 Material used.

Material	Code	Shade	Type	Manufacturer
IPS e.max CAD		A1	Medium translucent lithium disilicate	Ivoclar Vivadent AG, Germany
Zirconia	Zr	A1	Translucent zirconia	Zirkonzahn, Italy
Titan V	Ti		High-quality pure titanium alloy abutment material; 99% Ti, 0.3% Fe	Baoji Seabird Metal Material, China
Filtek Z350XT		Dentine A2	Nanohybrid composite resin	3M ESPE, USA
Nexus III	W WO Y	White White opaque Yellow	Dual-polymerized resin cement	Kerr, USA
Liquid strip refill		Colorless	Refractive index solution (n=1.52)	Krungtepchemi.co.ltd., Thailand

การเตรียมชิ้นทดสอบเซรามิก (Fabrication of ceramic specimens)

ออกแบบและกลึงชิ้นเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Germany) ชนิดโปร่งแสงปานกลาง สีเอหนึ่ง (A1) จำนวน 28 ชิ้น แบ่งเป็นความหนา 1.00 (n = 7), 1.50

(n = 7), 2.00 (n = 7) และ 2.50 (n = 7) มิลลิเมตร ด้วยเครื่องมาสเตอร์มิล (MasterMill N4, VHF, Germany) ตามวิธีที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากนั้นขัดเรียบพื้นผิวชิ้นทดสอบภายใต้การหล่อเย็น โดยปราศจากการเคลือบผิว เพื่อควบคุมความหนาของชิ้นทดสอบ

การเตรียมชิ้นทดสอบวัสดุทำหลักยึดรากเทียม (Fabrication of implant abutment material)

สร้างชิ้นทดสอบวัสดุทำหลักยึดรากเทียม ประกอบด้วยชิ้นทดสอบคอมโพสิตเรซิน สีเนื้อฟัน เอสสอง (กลุ่มควบคุม), เซอร์โคเนีย (Zr), ไทเทเนียม (Ti),

ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40 (ATi40), 50 (ATi50), 60 (ATi60) และ 70 (ATi70) โวลต์ (รูปที่ 1) โดยกำหนดให้ชิ้นทดสอบให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11.00 มิลลิเมตร ความหนา 2.00 มิลลิเมตร



รูปที่ 1 วัสดุทำหลักยึดรากเทียม (A) เซอร์โคเนีย (B) ไทเทเนียม (C-F) ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ด้วยกระแสไฟฟ้าหลายระดับ (40-70 โวลต์)
Figure 1 Implant abutment materials (A) Zirconia (B) Titanium (C-F) Anodized titanium at various voltages (40-70 V).

ออกแบบและกลึงชิ้นทดสอบเซอร์โคเนียชนิดโปร่งแสง (Zirkonzahn, Italy) สีเอหนึ่งด้วยเครื่องเอ็มโพร์ เว็ต เฮฟวี มิลลิ่ง ยูนิท (M4 Wet Heavy Metal Milling unit, Zirkonzahn, Italy) จากนั้นเผาภายใต้เครื่องเผาทางทันตกรรม (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Germany) ตามวิธีที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ จำนวน 21 ชิ้น

ตัดไทเทเนียมชนิดแท่ง (Titan V) ความยาว 30 เซนติเมตรด้วยเครื่องตัดความเร็วต่ำ (Isomet 1000 Precision Saw) จำนวน 105 ชิ้น จากนั้นขัดเรียบพื้นผิวชิ้นทดสอบภายใต้การหล่อเย็น ทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิก (Ultrasonic) และทิ้งไว้ให้แห้งภายใต้อุณหภูมิห้อง

นำชิ้นทดสอบไทเทเนียมที่ถูกขัดเรียบจำนวน 84 ชิ้นมาผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ โดยใช้สารละลายโซเดียมไบคาร์บอเนต (Sodium bicarbonate) ความเข้มข้นร้อยละ 1.96 โดยมวลเป็นสารละลายอิเล็กโทรไลต์ ทำการยึดไทเทเนียมเข้ากับขั้วบวกและยึดแผ่นโลหะแสดงแลสเข้ากับขั้วลบของวงจรไฟฟ้า ให้กระแสไฟฟ้า

40, 50, 60 และ 70 โวลต์ด้วยเครื่องอะโนไดซ์ (KPS1203D, Wantek, China) อย่างละ 21 ชิ้น เป็นเวลา 60 วินาที จากนั้นทำความสะอาดชิ้นทดสอบด้วยเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที แล้วนำมาเป่าแห้งด้วยลมเย็นเพื่อรอการทดสอบ

การเตรียมชิ้นทดสอบซีเมนต์

ฉีดซีเมนต์เนกซ์ซัส ทรี (Nexus III) ชนิดบ่มด้วยแสงและตัวเอง (Dual cure) จำนวน 3 สี ได้แก่ สีเหลือง (n = 49) สีขาว (n = 49) และสีชาทึบ (n = 49) ร่วมกับปลายฉีดของบริษัทลงในแม่แบบพลาสติกแข็งสีใส ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11.00 มิลลิเมตร และความหนา 0.20 มิลลิเมตรที่อยู่ระหว่างแผ่นแก้วใส ปิดทับด้วยลูกตุ้มน้ำหนัก 2 กิโลกรัม แล้วฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงที่ระดับ 750 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร มุมละ 20 วินาที แล้วนำไปบ่มภายใต้เครื่องบ่มเชื้อ (Incubator EN055, NUVE A.S., Izmir, Turkey) ที่อุณหภูมิ 37°C ± 1°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อให้เกิดพอลิเมอร์เซชันอย่างสมบูรณ์

การทดสอบวัดสี (Spectrometric analysis)

ทำการเทียบวัดสีด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ รุ่นวีต้า อีซี แอดวานซ์ ไฟว์ (Vita Easy shade Advance V, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) โดยผู้ทดสอบหนึ่งท่าน ซึ่งกำหนดให้มีแหล่งกำเนิดแสงมาตรฐานที่ ดี 65 (D65) และทำการสอบเทียบวัดสีที่แผ่นสีขาวก่อนการทำสอบทุกครั้ง

วางชิ้นทดสอบวัสดุทำหลักยึดรากเทียมโดยหันด้านที่ขัดเรียบขึ้นลงในแนวนอน แล้วปิดทับด้วยชิ้นทดสอบซีเมนต์และชิ้นทดสอบเซรามิกตามลำดับ หยอดสารละลายกลีเซอริน (Krungtepchemi.co.ltd) เป็นสารคั่นกลาง และปิดทับด้วยกล่องดักแสงที่มีรูตรงกลาง

จากนั้นนำปลายทดสอบของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ใส่ในรูทดสอบในตำแหน่งกึ่งกลางของชิ้นทดสอบจำนวน 3 ครั้งต่อการทดสอบ แล้วบันทึกค่า จากนั้นทดสอบกลุ่มถัดไปด้วยวิธีการเดียวกัน โดยเปลี่ยนชิ้นทดสอบวัสดุทำหลักยึดรากเทียมตามวัสดุ ชิ้นทดสอบซีเมนต์ตามสี และชิ้นทดสอบเซรามิกตามความหนา ด้วยวิธีสุ่มอย่างง่าย

คำนวณค่าความแตกต่างของค่าแอล เอ และบี (*L, *a and *b) โดยเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกับชิ้นทดสอบควบคุมแล้วคำนวณค่าความแตกต่างของสีด้วยสูตรซีไออี 76 (CIE76); โดยกำหนดค่า Perceptability threshold < 2.6 และ Acceptability threshold < 5.50

$$\Delta E = [(L^*_{\text{cement}} - L^*_{\text{air}})^2 + (a^*_{\text{cement}} - a^*_{\text{air}})^2 + (b^*_{\text{cement}} - b^*_{\text{air}})^2]^{1/2}$$

วิเคราะห์ข้อมูลการกระจายแบบปกติด้วยการทดสอบของชาปิโร-วิลด์ (Shapiro-Wilk test) จากนั้นทดสอบความแปรปรวนแบบ 3 ทาง (Three-way ANOVA) เพื่อทดสอบอิทธิพลของวัสดุทำหลักยึดรากเทียม สีของซีเมนต์ และความหนาของเซรามิก และทดสอบความแตกต่างเป็นรายคู่ด้วยวิธีทดสอบของทูกี (Tukey's multiple comparison) ที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05 ซึ่งจะคำนวณค่าทางสถิติด้วยระบบคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอส SPSS รุ่น 17 (SPSS 17.0 V; SPSS Inc., Chicago, IL)

ผลการทดลอง (Results)

ค่าเฉลี่ยของค่าแตกต่างของสีและค่าความแปรปรวนดังแสดงในตารางที่ 2-4 ความหนาเซรามิกสีของซีเมนต์ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมนี้อิทธิพลต่อค่าความแตกต่างของสี โดยเมื่อเพิ่มความหนาของเซรามิกมากขึ้นจาก 1.00 ถึง 2.50 มิลลิเมตรพบว่าค่าความแตกต่างของสีลดลงในทุกสีของซีเมนต์และวัสดุทำหลักยึดรากเทียม ที่ความหนาของเซรามิก 2.00 และ 2.50 มิลลิเมตรมีค่าความแตกต่างของสีไม่แตกต่างกันมากในทุกสีของซีเมนต์และวัสดุทำหลักยึดรากเทียม วัสดุทำหลักยึดรากเทียมไทเทเนียมร่วมกับซีเมนต์สีขาวยังให้ค่าความแตกต่างของสีดีกว่าวัสดุทำหลักยึดรากเทียมชนิดอื่นในทุกความหนาของเซรามิก วัสดุทำหลักยึดรากเทียมเซอร์โคเนีย ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์ร่วมกับซีเมนต์สีขาวยังและเหลืองมีค่าความแตกต่างของสีใกล้เคียงกับตัวควบคุมในทุกความหนา โดยเซอร์โคเนียมีค่าความแตกต่างของสีต่ำกว่าเล็กน้อย

ตารางที่ 2 แสดงค่าความแตกต่างของสีและความแปรปรวนโดยพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาเซรามิกวัสดุทำหลักยึดรากเทียมและเรซินซีเมนต์สีขาว

Table 2 Mean and standard deviation of total color difference, classified according to type of ceramic thickness, implant abutment materials and white resin cement.

Ceramic thickness implant abutment material	1.00 mm	1.50 mm	2.00 mm	2.50 mm
	ΔE			
Zr	8.00 ± 0.11	5.11 ± 0.14	3.44 ± 0.22	3.01 ± 0.19
Ti	6.35 ± 0.19	3.71 ± 0.33	2.31 ± 0.12	2.03 ± 0.16
ATi40	12.94 ± 0.20	7.45 ± 0.10	5.02 ± 0.19	3.45 ± 0.11
ATi50	5.73 ± 0.22	3.80 ± 0.13	3.07 ± 0.11	2.68 ± 0.12
ATi60	7.23 ± 0.22	4.73 ± 0.34	3.54 ± 0.29	3.55 ± 0.18
ATi70	12.73 ± 0.10	7.59 ± 0.11	4.90 ± 0.09	3.94 ± 0.10

ตารางที่ 3 แสดงค่าความแตกต่างของสีและความแปรปรวนโดยพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาเซรามิกวัสดุทำหลักยึดรากเทียมและเรซินซีเมนต์สีขาวทึบ

Table 3 Mean and standard deviation of total color difference, classified according to type of ceramic thickness, implant abutment materials and white opaque resin cement.

Ceramic thickness implant abutment material	1.00 mm	1.50 mm	2.00 mm	2.50 mm
	ΔE			
Zr	9.38 ± 0.07	3.06 ± 0.23	0.77 ± 0.07	1.41 ± 0.07
Ti	11.82 ± 0.25	3.91 ± 0.15	3.17 ± 0.24	1.43 ± 0.08
ATi40	14.36 ± 0.10	5.40 ± 0.10	4.70 ± 0.09	2.07 ± 0.06
ATi50	10.17 ± 0.11	4.06 ± 0.18	3.03 ± 0.04	1.50 ± 0.12
ATi60	10.37 ± 0.20	3.10 ± 0.15	3.16 ± 0.09	1.64 ± 0.14
ATi70	12.10 ± 0.20	4.37 ± 0.07	4.84 ± 0.17	2.42 ± 0.11

ตารางที่ 4 แสดงค่าความแตกต่างของสีและความแปรปรวนโดยพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาเซรามิก วัสดุทำหลักยึดรากเทียมและเรซินซีเมนต์สีเหลือง

Table 4 Mean and standard deviation of total color difference, classified according to type of ceramic thickness, implant abutment materials and yellow resin cement.

Ceramic thickness implant abutment material	1.00 mm	1.50 mm	2.00 mm	2.50 mm
	ΔE			
Zr	5.57 ± 0.37	4.63 ± 0.29	1.41 ± 0.12	1.36 ± 0.13
Ti	7.33 ± 0.26	6.57 ± 0.12	3.79 ± 0.17	1.84 ± 0.08
ATi40	10.99 ± 0.24	6.85 ± 0.55	3.39 ± 0.14	2.09 ± 0.16
ATi50	6.62 ± 0.34	5.22 ± 0.17	2.82 ± 0.06	1.88 ± 0.18
ATi60	6.96 ± 0.22	5.71 ± 0.20	3.25 ± 0.09	1.86 ± 0.09
ATi70	10.10 ± 0.23	7.29 ± 0.13	3.84 ± 0.20	2.01 ± 0.05

นอกจากนี้ความหนาเซรามิกที่ระดับ 2.50 มิลลิเมตร ร่วมกับซีเมนต์สีเหลืองและขาวทึบให้ค่าความแตกต่างของสีใกล้เคียงกับตัวควบคุม นอกจากนี้พบว่าปฏิสัมพันธ์ของความหนาเซรามิก สีของซีเมนต์ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมมีอิทธิพลต่อค่าความแตกต่างของสีดังตารางที่ 5 โดยทุกความหนาของเซรามิกและสีของซีเมนต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 แต่วัสดุทำหลักยึดรากเทียมไม่พบความ

แตกต่างกันอย่างนัยสำคัญระหว่างเซอร์โคเนียและไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์, ไทเทเนียมและไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 60 โวลต์ และไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40 และ 70 โวลต์ ผลลัพธ์จากกลุ่มของค่าเฉลี่ยของค่าความแตกต่างของสีจากการร่วมกันของความหนาของเซรามิก สีของซีเมนต์ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่แตกต่างกันรายงานด้วยวิธีทดสอบของทูกี

ตารางที่ 5 แสดงปฏิสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรความหนาของเซรามิก วัสดุทำหลักยึดรากเทียม และสีของซีเมนต์ของการวิเคราะห์ค่าความแตกต่างของสี

Table 5 showed interaction among ceramic thickness, implant abutment materials and cement color in analysis of total color difference.

Source	df	Mean Square	F	P
Ceramic thickness	3	1216.58	6741.54	0.00
Implant abutment material	5	107.03	593.10	0.00
Cement color	2	16.64	92.20	0.00
Ceramic thickness x implant abutment material	15	16.11	89.27	0.00
Ceramic thickness x cement color	6	71.78	397.74	0.00
Cement color x implant abutment material	10	13.96	77.33	0.00
Ceramic thickness x implant abutment material x cement color	30	2.98	16.48	0.00
Error	432	0.18		
Total	503			

ค่าความแตกต่างของสีน้อยกว่า 2.60 พบในความหนาเซรามิก 2.00 มิลลิเมตรร่วมกับไทเทเนียมและซีเมนต์สีขาว, เซอร์โคเนียและซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง และความหนาเซรามิก 2.50 มิลลิเมตรร่วมกับเซอร์โคเนียและซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง, ไทเทเนียมและซีเมนต์สีขาว สีขาวทึบและสีเหลือง, ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40 โวลต์และซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง, ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์และซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง, ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 60 โวลต์และซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง, ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 70 โวลต์และซีเมนต์สีขาวทึบและสีเหลือง

ค่าความแตกต่างของสีน้อยกว่า 5.50 พบในความหนาของเซรามิกมากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตรร่วมกับซีเมนต์ทุกสี ยกเว้นความหนาเซรามิก 1.50 มิลลิเมตร

ร่วมกับไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40 และ 70 โวลต์และซีเมนต์สีขาว, ไทเทเนียม ไทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40 และ 70 โวลต์ร่วมกับซีเมนต์สีเหลือง

บทวิจารณ์ (Discussion)

ผลการทดลองพบว่า ความหนาของเซรามิก กลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต สีของซีเมนต์ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมมีผลต่อค่าความแตกต่างของสี (ΔE) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จึงปฏิเสธสมมุติฐานว่าง โดยมีผลการศึกษาบางส่วนสอดคล้องกับหลายงานวิจัยก่อนหน้านี้ อย่างไรก็ตามยังไม่มีฉันทมติเกี่ยวกับปัจจัยต่าง ๆ ซึ่งผลที่แตกต่างกันนั้นเกิดจากวิธีการทดลอง วัสดุที่เลือกใช้ และเครื่องมือเทียบวัดสี (Spectrophotometer) (16, 18, 29)

การศึกษาในปี 2021 Paken G และคณะพบว่า สีของซีเมนต์ที่แท้จริงต่างจากสีจากสารลองเทียบสีฟัน (try in paste) โดยที่ไม่ได้ใช้สีของไพรเมอร์ (primer) ร่วมในการทดลอง ดังนั้นการทดลองนี้จึงพิจารณาใช้ แผ่นสีซีเมนต์ที่แท้จริงโดยพิจารณาไม่ได้ใช้สารยึดติด และ primer ร่วมด้วย (30) นอกจากนี้การศึกษาเทียบ วัดสีมักจะถูกออกแบบการทดลองให้คล้ายคลึงกันทำให้ สามารถเปรียบเทียบผลการศึกษาในงานวิจัยลักษณะ เดียวกันได้ การใช้สารคั่นกลางช่วยให้เกิดความแนบสนิท ซึ่งมีผลต่อการหักเหและสะท้อนแสง อีกทั้งช่วยกำจัด การกระเจิงของแสงได้ โดยเฉพาะสารคั่นกลางที่มี ค่าดัชนีการหักเหแสง (refractive index) ใกล้เคียงกับ พันธธรรมชาติ (16,29) ในการทดลองนี้เลือกใช้สารละลาย กลีเซอรินชนิดใสเป็นสารคั่นกลางระหว่างชั้นทดสอบ ซึ่งสามารถทำความสะอาดได้ง่ายและไม่ทำให้ชั้นทดสอบ เสื่อมสภาพ เครื่องมือเทียบวัดสีที่นิยมใช้ทางทันตกรรม ที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยมี 2 ประเภท ได้แก่ สเปกโทร โฟโตมิเตอร์และแคลอริมิเตอร์ (4,15,16,18,29,31) โดยแคลอริมิเตอร์มีการสะท้อนของแสงไม่สมบูรณ์ จึงเกิดความคลาดเคลื่อนของการวัดค่าเทียบสี (edge loss error) มากกว่าสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (16,32)

ผลการศึกษาในงานวิจัยนี้พบว่าค่าความแตกต่าง ของสีในระดับที่ยอมรับได้โดยประสาทสัมผัส ($\Delta E < 2.60$) พบในค่าความแตกต่างของสีของเซรามิกกลุ่มลิเทียม ไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปานกลางที่มีความหนามากกว่า หรือเท่ากับ 2.50 มิลลิเมตรร่วมกับเรซินซีเมนต์เนกซ์ส ทรี สีขาว ขาวทึบและเหลืองบนวัสดุทำหลักยึดรากเทียม ที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียม โทเทเนียมที่ผ่าน กระบวนการอะโนไดซ์ 40, 50, 60 และ 70 โวลต์

ในขณะที่ค่าความแตกต่างของสีที่ยอมรับได้ ทางคลินิก ($\Delta E < 5.50$) พบในค่าความแตกต่างของ สีของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปาน กลางที่มีความหนามากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตร ร่วมกับเรซินซีเมนต์เนกซ์ส ทรี สีขาวบนวัสดุทำหลักยึด รากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียม โทเทเนียม ที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์ ค่า ความแตกต่างของสีของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต

ชนิดโปร่งแสงปานกลางที่มีความหนามากกว่าหรือ เท่ากับ 1.50 มิลลิเมตรร่วมกับเรซินซีเมนต์เนกซ์ส ทรี สีเหลืองบนวัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์และ ค่าความแตกต่างของสีของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต ชนิดโปร่งแสงปานกลางที่มีความหนามากกว่าหรือ เท่ากับ 2.00 มิลลิเมตรร่วมกับเรซินซีเมนต์เนกซ์ส ทรี สีขาวที่บนวัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียม โทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 40, 50, 60 และ 70 โวลต์

จากผลการศึกษาในงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า ความหนาของเซรามิกเป็นปัจจัยที่มีผลต่อสีของชิ้นงาน หลังบูรณะ เมื่อเซรามิกมีความหนาเพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่า ความแตกต่างของสีในทุกกลุ่มทดสอบมีค่าลดลง ซึ่ง สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า(15-20,22,31,33-36) โดยการศึกษาของ Shorky และคณะ ในปี 2006 พบว่า ความหนาของเซรามิกที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่าบี (b*) ในระบบ ซีไออีมีค่ามากขึ้น ทำให้เซรามิกมีความทึบแสงมากขึ้น แต่มีความโปร่งแสงน้อยลง (35) อย่างไรก็ตามความ หนาของเซรามิกที่เปลี่ยนแปลงไม่ได้มีความสัมพันธ์กับ ค่าแอล (L*) ในระบบซีไออี (22,33)

ค่าความแตกต่างของสีเกิดความเปลี่ยนแปลง ที่ชัดเจนในเซรามิกที่มีความหนาน้อยมากกว่าความ หนา (15-18) ดังผลการศึกษาในงานวิจัยที่พบว่า ค่าความแตกต่างของสีระหว่างเซรามิกกลุ่มที่มีความ หนา 1.00 และ 1.50 มิลลิเมตรและ 1.50 และ 2.00 มิลลิเมตรมีค่าลดลงอย่างมาก แต่เซรามิกที่มีความหนา 2.00 และ 2.50 มิลลิเมตรมีค่าความแตกต่างของสี ไม่แตกต่างกัน การศึกษาของ Czigola และคณะ ในปี 2019 พบว่าความหนาและระดับความโปร่งแสงของ เซรามิกมีผลต่อการปิดสีพื้นหลังอย่างมีนัยสำคัญทาง สถิติ โดยความหนาเซรามิกชนิดโปร่งแสงน้อยสามารถ ปิดสีพื้นหลังที่เป็นโลหะได้ดีกว่าชนิดโปร่งแสงมากและ อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก (18) เมื่อเซรามิกมี ความหนาลดลงส่งผลให้มีความโปร่งแสงสูงขึ้น ทำให้ แสงสามารถตกกระทบพื้นหลังและเกิดการสะท้อน ของสีของพื้นหลังที่ชัดเจน (20,34,36) โดยระดับ

ความโปร่งแสงและสีของเซรามิกเป็นปัจจัยที่มีผลต่อความสามารถในการปิดสีพื้นหลัง (15,29) ซึ่งความโปร่งแสงของเซรามิกสัมพันธ์กับขนาดและความแน่นของผลึกคริสตัลภายใน เพื่อลดการสะท้อนสีของพื้นหลังมักใช้เซรามิกชนิดทึบแสงหรือชนิดโปร่งแสงน้อย ซึ่งมีข้อจำกัดด้านความสวยงาม ในการทดลองนี้จึงเลือกใช้เซรามิกชนิดโปร่งแสงปานกลาง ซึ่งมีขนาดผลึกที่ใหญ่กว่าชนิดโปร่งแสงน้อย และความหนาแน่นมากกว่าชนิดโปร่งแสงมาก โดยมีผลการทดลองในทิศทางเดียวกับการศึกษาที่ใช้เซรามิกชนิดโปร่งแสงน้อย และใช้เซรามิกสีเฮอร์นึ่ง เพื่อหวังผลความสวยงามสูงสุด ซึ่งผลการศึกษาพบว่าความหนาของเซรามิก 1.50 มิลลิเมตรร่วมกับสีของซีเมนต์สีขาวบนหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียม โทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์ และสีของซีเมนต์สีเหลืองบนหลักยึดเซอร์โคเนียและโทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์มีค่าความแตกต่างของสีอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ($\Delta E < 5.5$, PT) การศึกษาศึกษาพบว่าความหนาของเซรามิกชนิดแก้วมากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตรเพียงพอในการปิดสีพื้นหลังสีทองในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก (6,8,16) โดยในการศึกษานี้พบว่าเซรามิกที่ความหนาตั้งแต่ 2.50 มิลลิเมตรสีของพื้นหลังไม่มีผลต่อค่าความแตกต่างกันของสี ($\Delta E < 2.60$, PT) แต่ความหนาเซรามิก 1.50 และ 2.00 มิลลิเมตร มีค่าความแตกต่างของสีบนหลักยึดรากเทียมในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ($\Delta E < 5.50$, AT) ทั้งนี้ค่าความแตกต่างของสียังขึ้นกับปัจจัยอื่นได้แก่ชนิดของพื้นหลังและสีของซีเมนต์ และการเพิ่มความหนาของเซรามิกทำได้อย่างจำกัดขึ้นกับระยะปลอดภัยขนาดของของหลักยึดรากเทียม ความกว้างของฟันในแนวแก้ม-ลิ้น และการเรียงตัวของฟันเป็นต้น

หลักยึดเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่นิยมมาใช้บูรณะในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงามอย่างพินหน้า การศึกษาของ Lops และคณะ ในปี 2017 พบว่าค่าความแตกต่างของสีบริเวณเหงือกโดยรอบหลักยึดรากเทียมเซอร์โคเนียมีค่าน้อยที่สุด แต่ไม่แตกต่างกับหลักยึดที่มีสีทอง (6) ในอดีตมีการใช้โลหะสีทองในการสร้างแกน

และเดือยฟัน (Post and core) บูรณะร่วมกับครอบฟันเซรามิก เพื่อลดการสะท้อนของสีพื้นหลังโดยการศึกษาได้ระบุว่าแกนและเดือยฟันโลหะพัลลาเดียมสีทอง (Gold palladium alloy) ร่วมกับเซรามิกให้ผลลัพธ์หลังบูรณะดีกว่าสีโลหะอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากวัสดุสีโลหะมีการดูดกลืนแสงมากกว่าวัสดุโลหะสีทอง จึงปรากฏลักษณะสีที่เข้มกว่า (Dark appearance) (4,29,37-39) อย่างไรก็ตามวัสดุทำหลักยึดเซอร์โคเนียมีคุณสมบัติเป็นเซรามิก ยอมให้แสงผ่านได้ดีกว่าโลหะ จึงเกิดการสะท้อนของแสงได้ดีกว่า จึงปรากฏลักษณะสีขาว (White appearance) การศึกษาของ Dede และคณะ ในปี 2013 พบว่าเซรามิกไอพีเอส อีแมค เพลส (IPS E.max Press) ชนิดทึบปานกลาง (Medium opacity) ร่วมกับซีเมนต์สีขาวทึบ บนวัสดุทำหลักยึดเซอร์โคเนียและโลหะพัลลาเดียมสีทอง มีค่าความแตกต่างของสีไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่แตกต่างจากหลักยึดโทเทเนียม (4) จากการศึกษาพบว่าวัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนียมีค่าความแตกต่างของสีน้อยที่สุดในทุกกลุ่มความหนาของเซรามิกเมื่อใช้ซีเมนต์สีขาวทึบและเหลือง แต่วัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนีย โทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์มีค่าความแตกต่างของสีไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและมีค่าความแตกต่างของสีอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ($\Delta E < 5.5$, AT) เมื่อความหนาของเซรามิกมากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตรร่วมกับซีเมนต์สีขาว ขาวทึบและเหลือง อีกทั้งการศึกษาของ Jirajirayavej และคณะ ในปี 2018 พบว่าวัสดุทำหลักยึดรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนียสีเหลือง ร่วมกับเซรามิกมีค่าความแตกต่างของสีในระดับที่ต่ำกว่าเซอร์โคเนียสีขาว ($\Delta E < 3.00$) (16)

แม้วัสดุทำหลักยึดรากเทียมเซอร์โคเนียโทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์ร่วมกับชั้นทดสอบเซรามิกจะมีค่าความแตกต่างของสีน้อยกว่าวัสดุทำหลักยึดรากเทียมโทเทเนียม แต่เมื่อทดสอบร่วมกับซีเมนต์สีขาวพบว่าเซรามิกบนวัสดุทำหลักยึดโทเทเนียมมีค่าความแตกต่างของสีน้อยที่สุด และเมื่อความหนาของเซรามิกมากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตรมีค่า

ความแตกต่างของสีในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ใช้เซรามิกไอพีเอส เอ็มเพรส (IPS Empress) ที่พบว่าสีโลหะของพื้นหลังไม่มีผลเมื่อความหนาเซรามิกมากกว่าหรือเท่ากับ 1.50 มิลลิเมตร (33,39,40)

การบูรณะครอบฟันเซรามิกบนหลักยึดจำเป็นต้องใช้เรซินซีเมนต์เป็นสารยึดติด จากการศึกษาที่ผ่านมา (14,19,21,22,40-42) พบว่าสีของซีเมนต์เป็นปัจจัยที่มีผลต่อค่าความแตกต่างของสีการยึดเซรามิกร่วมกับวัสดุทำหลักยึดรากเทียมจำเป็นต้องใช้ซีเมนต์เป็นสารยึดติด โดยซีเมนต์จะส่งผลให้เกิดความเป็นสีเขียวในระบบ CIELab มากยิ่งขึ้นภายหลังการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน ทำให้สีของชิ้นงานหลังบูรณะมีแนวโน้มเปลี่ยนไป ซึ่งความหนาของชั้นซีเมนต์ทำให้เซรามิกมีความทึบขึ้นส่งผลให้สามารถปิดสีของพื้นหลังได้ดียิ่งขึ้น การศึกษาของ Niu ในปี 2014 พบว่า ความหนาของซีเมนต์ 100 และ 300 ไมครอนร่วมกับเซรามิกสามารถปิดสีของพื้นหลังได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อความหนาของซีเมนต์เพิ่มขึ้น ส่งผลให้ความแข็งแรงของซีเมนต์ลดลง (14) ในการศึกษาที่กำหนดความหนาของซีเมนต์ที่ 200 ไมครอนเป็นความหนาที่ขึ้นรูปได้ง่าย ชิ้นทดสอบซีเมนต์มีความแข็งแรงและเก็บในอุณหภูมิสัมพัทธ์ ร้อยละ 100 เพื่อป้องกันชิ้นทดสอบเกิดรอยร้าว จากการศึกษาพบว่าวัสดุทำหลักยึดรากเทียมเซอรโคเนีย โทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 และ 60 โวลต์ร่วมกับซีเมนต์เนกซัสทรีสีขาวทึบและสีเหลืองให้ค่าความแตกต่างของสีดีกว่าซีเมนต์สีขาว โดยซีเมนต์สีขาวทึบให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าสีเหลือง แต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และวัสดุทำหลักยึดรากเทียมโทเทเนียมร่วมกับเนกซัสทรีสีขาวและขาวทึบได้ดีกว่าซีเมนต์สีเหลือง มีการศึกษาของ Chaiyabutr และคณะ ในปี 2011 พบว่าซีเมนต์สีขาวทึบร่วมกับเซรามิกไอพีเอส อีแมค เพลส ชนิดโปร่งแสงน้อยให้ค่าความแตกต่างของสีบนพื้นหลังที่มีสีเข้มได้ดีกว่าพื้นหลังที่มีสีอ่อนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (19) นอกจากนี้ซีเมนต์สีโทนเหลือง (Warm) สามารถปิดสีพื้นหลังที่มีสีเข้มได้ดีกว่าสีโทนสว่าง (Light) หรือขาวโปร่งแสง (Translucent) (18,21,41) และซีเมนต์

สีขาวทึบร่วมกับเซรามิกลดการสะท้อนของสีพื้นหลังสีโลหะ สีทองได้ (4,41) อีกทั้งเรซินซีเมนต์สีขาวสามารถปิดสีของพื้นหลังสีโลหะได้ดีกว่าซีเมนต์สีเหลือง (14) อย่างไรก็ตามการศึกษาของ Bacchi และคณะ ในปี 2019 พบว่าความหนาของเซรามิก 1.80 มิลลิเมตรร่วมกับซีเมนต์สีทึบยังไม่เพียงพอในการลดการสะท้อนของสีพื้นหลังโลหะให้อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก (42) ดังนั้นสีของซีเมนต์เป็นปัจจัยที่มีผลต่อความแตกต่างของสีน้อยเมื่อเทียบกับความหนาของเซรามิกและพื้นหลัง (18,19,40) และผลของค่าความแตกต่างของสีของซีเมนต์ในแต่ละงานวิจัยก่อนหน้าให้ผลที่ไม่สอดคล้องกันทั้งหมดแม้จะเป็นซีเมนต์สีเดียวกันเกิดจากยี่ห้อของซีเมนต์

การศึกษายังมีข้อจำกัดเกี่ยวกับชนิดความโปร่งแสงของเซรามิก รูปร่างของชิ้นทดสอบ ความมันเงายี่ห้อซีเมนต์เป็นปัจจัยที่มีผลต่อค่าความแตกต่างของสี จึงเหมาะสำหรับการศึกษาต่อไปในอนาคต

บทสรุป (Conclusion)

1. วัสดุทำหลักยึดรากเทียมและสีของซีเมนต์ไม่มีผลต่อค่าความแตกต่างของสี ($\Delta E < 2.60$) เมื่อความหนาเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปานกลางมากกว่าหรือเท่ากับ 2.50 มิลลิเมตร

2. เซอรโคเนียและโทเทเนียมที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซ์ 50 โวลต์ร่วมกับเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปานกลางหนาตั้งแต่ 1.50 มิลลิเมตร และเนกซัส ทรีเรซินซีเมนต์สีขาว ขาวทึบและเหลืองมีค่าความแตกต่างของสีอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ($\Delta E < 5.50$)

3. โทเทเนียมร่วมกับเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตชนิดโปร่งแสงปานกลางที่มีความหนาตั้งแต่ 1.50 มิลลิเมตร และเนกซัส ทรีเรซินซีเมนต์สีขาวและสีขาวทึบมีค่าความแตกต่างของสีอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก ($\Delta E < 5.50$)

ข้อสรุปในงานวิจัยนี้ น่าจะใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นในการพิจารณาทางเลือกในการบูรณะครอบฟันเซรามิกบนหลักยึดรากเทียมให้เกิดความสวยงาม

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Heo YY, Heo SJ, Chang MW, Park JM. The patients' satisfaction following implant treatment. *J Korean Acad Prosthodont.* 2008; 46(6):569-76.
2. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):625-42.
3. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(Suppl 3):86-96.
4. Dede DÖ, Armaganci A, Ceylan G, Cankaya S, Celik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(6):1570-8.
5. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):631-7.
6. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2017; 28(10):1263-8.
7. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Solá-Ruiz MF. Fracture resistance and the mode of failure produced in metal-free crowns cemented onto zirconia abutments in dental implants. *PLoS One.* 2019;14(8):e0220551. doi: 10.1371/journal.pone.0220551.
8. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(1):20-7.
9. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z. Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):156-65.
10. Wadhvani CP, O'Brien R, Kattadiyil MT, Chung KH. Laboratory technique for coloring titanium abutments to improve esthetics. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):409-11.
11. Kim K, Lee BA, Piao XH, Chung HJ, Kim YJ. Surface characteristics and bioactivity of an anodized titanium surface. *J Periodontal Implant Sci.* 2013;43(4):198-205.
12. Roffel S, Wu G, Nedeljkovic I, Meyer M, Razafiarison T, Gibbs S. Evaluation of a novel oral mucosa in vitro implantation model for analysis of molecular interactions with dental abutment surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(Suppl Suppl 1):25-33.
13. McLaren EA, Figueira J. Updating classifications of ceramic dental materials: a guide to material selection. *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(6):400-5.
14. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):42-50.

15. Pires LA, Novais PM, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):144-9.
16. Jirajariyavej B, Wanapirom P, Anunmana C. Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):819-25.
17. Ellakany P, Madi M, Aly NM, Al-Aql ZS, AlGhamdi M, AlJeraisy A, et al. Effect of CAD/CAM ceramic thickness on shade masking ability of discolored teeth: in vitro study. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(24):13359. doi: 10.3390/ijerph182413359.
18. Czizgola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(5):457-64.
19. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):83-90.
20. de Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *Eur J Dent.* 2011;5(3):245-52.
21. Yildirim B, Recen D, Tekeli Simsek A. Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: an in vitro study. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33(2):380-6.
22. Begum Z, Chheda P, Shruthi CS, Sonika R. Effect of ceramic thickness and luting agent shade on the color masking ability of laminate veneers. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(Suppl 1):46-50.
23. Llana C, Lozano E, Amengual J, Forner L. Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent.* 2011;12(1):19-23.
24. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38(Suppl 2):e2-16. doi: 10.1016/j.jdent.2010.07.001.
25. Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H. Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(4):428-35.
26. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent.* 2010;38(5):361-8.
27. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent.* 2007;97(4):200-8.
28. Tabatabaian F, Javadi Sharif M, Massoumi F, Namdari M. The color masking ability of a zirconia ceramic on the substrates with different values. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2017;11(1):7-13.
29. Dede DÖ, Armağancı A, Ceylan G, Celik E, Cankaya S, Yilmaz B. Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(5):764-9.

30. Paken G, Yildirim B, Ünal M, Tekeli A, Karagoz O. Color agreement between try-in paste and resin cement: Effect of background on zirconia-reinforced lithium silicate. *Aust Dent J.* 2021;66(4):406-12.
31. Vohra F, Alnajashi S, Aljardi A, Deeb M, Deeb L, Ahdal K, et al. Color Masking Ability of Lithium Disilicate Ceramic for Titanium Alloy Implant Abutments. *J Biomater Tissue Eng.* 2020; 10(6):852-7.
32. Gevaux L, Simonot L, Clerc R, Gerardin M, Hébert M. Evaluating edge loss in the reflectance measurement of translucent materials. *Applied Optics.* 2020;59(28):8939-50.
33. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil.* 2002;29(9):805-9.
34. Volpato CA, Monteiro S Jr, Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater.* 2009;25(1):87-93.
35. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):124-9.
36. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramic with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110(1):14-20.
37. Tabatabaian F, Masoomi F, Namdari M, Mahshid M. Effect of Three Different Core Materials on Masking Ability of a Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran).* 2016;13(5):340-8.
38. Shimada K, Nakazawa M, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of abutment materials on the resultant color of heat-pressed lithium disilicate ceramics. *Dent Mater J.* 2006;25(1):20-5.
39. Ge J, Wang XZ, Feng HL. Influence of different post core materials on the color of Empress 2 full ceramic crowns. *Chin Med J (Engl).* 2006;119(20):1715-20.
40. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):412-7.
41. Liu X, Fehmer V, Sailer I, Mojon P, Liu F, Pjetursson BE. Influence of Different Cements on the Color Outcomes of Titanium-Based Lithium Disilicate All-Ceramic Crowns and Peri-implant Soft Tissue. *Int J Prosthodont.* 2020;33(1):63-73.
42. Bacchi A, Boccardi S, Alessandretti R, Pereira GKR. Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *J Prosthodont Res.* 2019;63(3):321-6.

ติดต่อขอความ:

พศ.ดร.ทพญ.มะลิ พลานุเวช

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
เลขที่ 114 ถนนสุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร
10110

โทรศัพท์ 02-649-5000 ต่อ 15112

อีเมล: mpalanuwech@gmail.com

Corresponding author:

Asst. Prof.Dr. Mali Palanuwech

Department of Conservative Dentistry and

Prosthodontics, Faculty of Dentistry,

Srinakharinwirot University, 114 Sukhumvit 23

Road, Bangkok 10110, Thailand

Tel. (662) 649 5000 ext. 15112

E-mail: mali@g.swu.ac.th

การเปรียบเทียบการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการในการศึกษาการแตกหักของกระดูกขากรรไกร

ณฤพร ชัยประกิจ*,** สิริภักธา พิชณี*** กำพล บุญศิริเศรษฐ์**** สรรส สุจนพรประภา**** อวิรุทธ์ คล้ายศิริ**,*****

บทคัดย่อ

การศึกษารูปแบบการแตกหักของกระดูกขากรรไกร มีเทคนิคการศึกษารูปแบบการแตกหักที่หลากหลายและพัฒนามาอย่างต่อเนื่องเป็นทศวรรษ การทำให้เกิดผลสำเร็จของการรักษา จำเป็นต้องมีเทคนิคที่มีความถูกต้องสูงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการหายของบาดแผลและลดภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นภายหลังการรักษา ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาใช้ในการศึกษารูปแบบการแตกหักของกระดูกขากรรไกร เพื่อใช้ในการประเมินชีวกลศาสตร์บริเวณที่ทำการผ่าตัดกระดูกได้ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีการใช้งานอย่างกว้างขวางสำหรับการประเมินความเค้นและความเครียดของแบบจำลองเสมือน เนื่องจากมีการใช้งานที่ง่ายและไม่เกิดการรุกรานต่อสิ่งทดลอง ในอีกมุมหนึ่งยังมีวิธีการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการ ซึ่งได้ข้อมูลที่เป็นรูปธรรมและน่าเชื่อถือ แต่จะมีค่าใช้จ่ายและระยะเวลาทำที่มากกว่า วัตถุประสงค์ของบทความปริทัศน์นี้ คือการทบทวนวรรณกรรมและอภิปรายระหว่างสองวิธีการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในการศึกษารูปแบบการแตกหักของกระดูกขากรรไกรล่าง โดยมีจุดมุ่งหมายที่จะเน้นถึงประโยชน์และข้อจำกัดระหว่างการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการในการศึกษารูปแบบการแตกหักของกระดูกขากรรไกรได้

คำสำคัญ: การศึกษารูปแบบการแตกหักแบบไบแลตเทอร์อลแซจิตอลสปลิต, การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์, ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์, การศึกษารูปแบบการแตกหักของกระดูกขากรรไกร

Received Date: Feb 14, 2022

Revised Date: Apr 20, 2022

Accepted Date: May 25, 2022

*สาขาชีวกลศาสตร์ช่องปากและแม็กซ์ิโลเฟเชียล **สาขาทันตกรรมจัดฟัน ****สาขาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ 99 หมู่ 18 อำเภอกองหลวง จังหวัด ปทุมธานี 12120

**แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลธรรมศาสตร์เฉลิมพระเกียรติ 95 หมู่ 8 ต.คลองหนึ่ง อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120

****คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ 99 หมู่ 18 อำเภอกองหลวง จังหวัด ปทุมธานี 12120

Comparison of the finite element analysis and in-vitro biomechanical analysis in orthognathic surgery

Narissaporn Chaiprakit*,** Siripatra Patchanee*** Kampo Boonsiriseth****
Sorathon Sunthornphornprapa**** Awiruth Klaisiri**,*****

Abstract

In the field of orthognathic surgery, various surgical techniques had been developed for decades. In order to get a successful outcome, the intensive validation method is necessary to improve healing process and decrease complication after treatment. Finite element analysis (FEA) was introduced in oral and maxillofacial surgery to evaluate biomechanical behaviors at osteotomy site. It also had been reported widely used of FEA for evaluating stress and strain in simulated virtual models by its simplification and noninvasive to subjects. On the other hands, the *in-vitro* biomechanical analysis method could have advantages of plausible and solid values but this method is required more expense and time consuming. The objective of this review article is to review and discuss between two methodologies of mechanical analysis in orthognathic surgical behavior of mandibular osteotomy. This review article is aimed to focus on advantages as well as limitations between finite element method and in-vitro biomechanical analysis that has been used in area of orthognathic surgery.

Keywords: Bilateral sagittal split osteotomy, Biomechanical analysis, Finite element analysis, Orthognathic surgery

*Division of Oral and Maxillofacial Surgery, ****Division of Orthodontics, *****Division of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Thammasat University, 99 M.18 Klongluang, Pathumthani, 12120, Thailand.

**Dental Division Thammasat University Hospital 95, M.8, Khlong Nueng, Khlong Luang, Pathumthani, 12120, Thailand.

***Faculty of Dentistry, Thammasat University, 99 M.18 Klongluang, Pathumthani, 12120, Thailand.

บทนำ (Introduction)

การทำหัตถการการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรล่างเป็นการผ่าตัดเพื่อแก้ไขลักษณะของใบหน้า มีรายงานเมื่อปี ค.ศ.1849 โดย Hüllihen (1) ทำการผ่าตัดเพื่อแก้ไขภาวะคางยื่น (prognathism) เนื่องจากในกระดูกขากรรไกรล่างมีโครงสร้างสำคัญต่าง ๆ เช่น เส้นประสาทเส้นเลือดแดง และเส้นเลือดดำเข้าฟันล่าง (inferior alveolar nerve, artery and vein) ซึ่งจะทำให้มีความเสี่ยงต่ออาการชาบริเวณริมฝีปากกับตัวฟันจากการเสียหายของเส้นประสาท และมีอาการเลือดออกในปีศตวรรษที่ 18 การผ่าตัดขากรรไกรล่างจะทำจากด้านนอกของปาก (extra oral approaches) ซึ่งส่งผลต่อการเกิดแผลเป็นบนใบหน้า ภาวะเกิดข้อต่อลวง (pseudarthrosis) อัมพาตใบหน้าครึ่งซีก (facial nerve palsy) ในปี ค.ศ.1953 Schuchardt (2) รายงานการทำศัลยกรรมกระดูกขากรรไกรล่างสามารถทำภายในช่องปากได้ซึ่งไม่ทำให้เกิดรอยแผลเป็นบนใบหน้า โดยวิธีศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอรอลแซจิทอลสปลิต (bilateral sagittal split osteotomy; BSSO) เป็นการผ่าตัดที่นิยมที่สุดวิธีหนึ่ง ต่อมามีการพัฒนาเทคนิคการผ่าตัดเพื่อพัฒนาผลการรักษาและลดภาวะแทรกซ้อนหลังการรักษา

ปี ค.ศ.1961 Dal Pont (3) ได้ทำการตีพิมพ์แนวคิดวิธีศัลยกรรมตัดกระดูกแบบแนวตั้ง (idea of a true vertical osteotomy) ซึ่งกลายเป็นวิธีที่ใช้เป็นมาตรฐานในการผ่าตัดแก้ไขกระดูกขากรรไกรแต่ก แต่ยังมีภาวะแทรกซ้อนบางภาวะที่ยังไม่ได้รับการแก้ไขในปี ค.ศ.1968 Hunsuck (4) ได้ออกแบบวิธีการผ่าตัดโดยจำกัดความยาวในแนวราบแต่ยังคงความสูงให้เนื้อต่อกระดูกหน้าขากรรไกรล่าง (lingula of mandible) เพื่อที่จะลดความเค้นซึ่งจะส่งผลต่อเส้นเลือดและเส้นประสาทของชิ้นส่วนกระดูกที่ได้รับการผ่าตัด การผ่าตัดด้วยวิธีนี้เป็นที่นิยม ในปี ค.ศ. 1977 Epker (5) ได้พัฒนาวิธีการผ่าตัดต่อจาก Hunsuck โดยการปรับแนวการผ่าให้เข้ามาทางใกล้กลางแนวระนาบ (medial-horizontal) มากยิ่งขึ้นเพื่อลดความเสี่ยงที่จะเกิดความเสียหายต่อเส้นเลือดและเส้นประสาทบริเวณนั้น ซึ่งเป็นเทคนิคที่นิยมในเวลาต่อมา เนื่องจากผลของการผ่ามีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อบริเวณผ่าตัดน้อย

ปี ค.ศ. 2007 Obwegeser (6) ได้พัฒนาวิธีศัลยกรรมตัดกระดูกแบบแซจิทอลสปลิต (sagittal split osteotomy) ซึ่งเป็นการผ่าตัดที่แก้ไขภาวะแทรกซ้อน เช่น การเคลื่อนตัวของกระดูก (relapse) อัมพาตบริเวณใบหน้า (facial palsy) โดยมีการออกแบบรอยผ่าซึ่งอยู่เหนือต่อ รูขากรรไกรล่าง (mandibular foramen) เพียงแต่การแยกชิ้นส่วนกระดูกทั้ง 2 ชิ้นออกจากกัน หากใช้เครื่องมือใช้ตอกสำหรับช่าง (chisel) จะมีความเสี่ยงที่จะทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนเช่น เส้นประสาทเข้าฟันล่างเสียหายและทำให้เกิดการเลือดออกมากยิ่งขึ้น

มินิเพลต (Miniplate)

ปัจจุบันถูกใช้อย่างแพร่หลายเพื่อตรึงกระดูกขากรรไกรล่างที่หักเพราะใช้งานง่ายและให้ผลการรักษาที่ดี อีกทั้งยังใช้เป็นมาตรฐานในการยึดกระดูกเพื่อป้องกันการเคลื่อนของกระดูก (7,8) แต่ก็มีข้อเสียคือมักจะเกิดการคลายเกลียวของสกรูและต้องทำการตัดเพลตให้โค้งงอไปตามความโค้งของกระดูกที่ต้องการยึด (9) และจากการศึกษาพบว่า มินิเพลตชนิดธรรมดา (conventional miniplate) สามารถต้านทานการเคลื่อนตัวของกระดูกขากรรไกรล่างได้น้อยกว่าชนิดมีเกลียว (locking miniplate) เมื่อทดสอบในขากรรไกรล่างผ่าครึ่งชนิดโพลียูรีเทน (polyurethane hemimandibles) (10)

เพลตชนิดมีเกลียว (Locking plate)

ระบบเพลตและสกรูชนิดมีเกลียวมีข้อดีที่เหนือกว่าแบบธรรมดา โดยเฉพาะการที่เพลตไม่จำเป็นต้องตัดให้โค้งไปตามแนวของกระดูกที่ต้องการยึดและใช้สกรูยึดเพลตไว้แน่นกับกระดูก แต่เป็นการใช้สกรูเพื่อยึดเพลตให้อยู่หนึ่งได้ส่งผลให้แรงกดที่กระทำต่อกระดูกมีค่าน้อยกว่า จึงลดโอกาสเกิดการเปลี่ยนแปลงแนวยึดของกระดูกได้ นอกจากนั้นพบว่าการใช้มินิเพลตชนิดมีเกลียวเพียงแค่ 1 ตัวในการยึดที่แนวประสานกระดูกของขากรรไกรล่าง (symphysis of mandible) ให้ผลการรักษาที่ดีเทียบเท่ากับการใช้มินิเพลต 2 ตัว (11) ข้อดีของระบบเพลตและสกรูชนิดมีเกลียวจะไม่พบการคลายเกลียวของสกรู ทำให้ลดการอักเสบซึ่งเป็นภาวะแทรกซ้อนจากการคลายตัวของอุปกรณ์ (12)

ความเค้นของฟอนมีสเชส (Von Mises Stress)

ความเค้นของฟอนมีสเชส คือปริมาณสเกลาร์ (scalar) ที่คำนวณจากความเค้นที่กระทำต่อกระดูกขากรรไกรล่าง โดยคำนวณจากผลรวมของความเค้นหลัก (principal stress) ที่กระทำในบริเวณต่าง ๆ ของกระดูกขากรรไกรล่าง (13) จากการศึกษาพบว่าค่าการกระจายของความเค้น (stress distribution) ที่มากเกินไปส่งผลให้เกิดการละลายของกระดูกและทำให้การสร้างกระดูกเกิดขึ้นได้ช้าลง (14)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis; FEA)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นหลักการที่ละเอียดและสามารถประยุกต์ใช้เพื่อแก้ปัญหาเชิงกายภาพได้อย่างหลากหลาย โดยการวิเคราะห์โครงสร้างในด้านรูปร่างของวัสดุ แรงที่กระทำต่อวัสดุ และแรงที่ช่วยพยุงโครงสร้างต่าง ๆ ของวัสดุ ยิ่งไปกว่านั้นแบบจำลองของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ยังสร้างโดยการผสมผสานหน่วยย่อยที่มีรูปร่าง และสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกันออกไป ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นถูกประมวลผลโดยผ่านซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ซึ่งสามารถตั้งค่าต่าง ๆ ตามลักษณะที่ผู้วิจัยต้องการได้ (15) ที่ผ่านมานั้นระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมเพื่อศึกษาสมมติฐานต่าง ๆ เช่น น้ำหนักและสมบัติของวัสดุ ในร่างกายมนุษย์แต่ละคนนั้นมีความแตกต่างกันหลายประการ เช่น คุณภาพ ปริมาณ และรูปร่างของกระดูก ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ใช้ในการพยากรณ์โอกาสสำเร็จของการทำรากเทียมและการผ่าตัด (16) ในปัจจุบันนี้ความก้าวหน้าในการถ่ายภาพแบบดิจิตอลทั้งแบบโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (cone beam computed tomography; CBCT) และแบบสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (magnetic resonance imaging; MRI) ยังมีส่วนช่วยในการเพิ่มเติมข้อมูลลักษณะของกระดูกทั้งรูปร่างและสมบัติในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ได้อย่างแม่นยำมากขึ้น (17)

ข้อดีของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (18)

1. สามารถจำลองโมเดลให้เหมือนกับสภาวะก่อนผ่าตัด ระหว่างผ่าตัดและหลังผ่าตัดได้
2. การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการประเมินเพื่อวางแผนการผ่าตัดช่วยลดค่าใช้จ่ายได้ เมื่อเทียบกับการวางแผนการผ่าตัดด้วยโมเดลแบบธรรมดา
3. การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการจำลองสภาวะที่สนใจแล้วทำการวัดค่า สามารถลดเวลาลงร้อยละ 60-80 เมื่อเทียบกับวิธีปกติ

ข้อจำกัดของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (18)

1. การตั้งค่าสภาวะและข้อมูลต่าง ๆ ที่ใช้ในการทดสอบที่ไม่เหมาะสม จะส่งผลให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อน
2. เกิดความคลาดเคลื่อนได้ในกรณีการสร้างแบบจำลองสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จากโครงสร้างที่ซับซ้อน ดังนั้นผู้วิจัยจำเป็นต้องให้ความสำคัญกับองค์ความรู้ทางด้านกายวิภาคศาสตร์และสมบัติของวัสดุ

การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanical Analysis)

การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์จัดเป็นการทดสอบที่นิยมใช้กันมาก การทดสอบความแข็งแรงของกระดูกสามารถทดสอบได้ทั้งในสิ่งมีชีวิต (in-vivo) และในห้องปฏิบัติการ (in-vitro) โดยการทดสอบจะทำได้โดยให้แรงบีบอัดกับกระดูก (compression) หรือทดสอบแรงดัดอง 3-4 จุด (3- or 4-point bending) การวัดความเครียดที่เกิดขึ้นบนกระดูกจะวัดค่าโดยใช้สเตรนเกจ (strain gauges) ติดที่บริเวณด้านนอกของกระดูก (19) ในทางทันตกรรมการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร จะให้ความสำคัญต่อความเสถียรภาพหลังจากทำการผ่าตัด เนื่องจากต้องการหวังผลในเรื่องการสร้างกระดูกที่มีประสิทธิภาพซึ่งส่งผลต่อระยะเวลาในการรักษาของผู้ป่วย ในอดีตการศึกษาความเสถียรภาพต่อการยึดกระดูกขากรรไกร มักนิยมทดลองในสัตว์ เช่น ขากรรไกรล่างของแกะ (20) การทดสอบ

เชิงกลจำเป็นต้องอาศัยการออกแบบการทดลองอย่างรอบคอบ เนื่องจากมีปัจจัยเกี่ยวข้องมีมากโดยปัจจัยทางกายภาพ เช่น ความแข็งของกระดูก รูปร่างกระดูก ไปจนถึงความแข็งแรงของวัสดุตามกระดูก (21) ดังนั้น การทำการศึกษานิวเชิงกลควรออกแบบให้ใกล้เคียงกับธรรมชาติและมีการตั้งมาตรฐานการทดลองเพื่อลดอคติต่อผลการทดลอง

ข้อดีของการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ (19-21)

1. สามารถให้ผลการทดลองที่น่าเชื่อถือ ภายใต้การออกแบบการทดลองที่มีมาตรฐาน
2. สามารถใช้ตรวจสอบสมบัติของวัสดุ เช่น โมดูลัสของสภาพยืดหยุ่น ความเค้นยืดหยุ่นความเครียดของวัสดุ

ข้อจำกัดของการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ (19-21)

1. กรณีที่มีอิทธิพลของปัจจัยเกี่ยวข้องจำนวนมาก อาจส่งผลให้มีความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการวัด เช่น มุมของแรงที่กระทำต่อวัตถุ ความแข็งและตำแหน่งการรับแรง ไปจนถึงความหนาของวัตถุในแต่ละชั้นที่ไม่เท่ากัน
2. ใช้ทรัพยากรด้านงบประมาณในการดำเนินการวิจัยมากกว่าเมื่อเทียบกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในบทความปริทัศน์นี้จะศึกษาถึงการใช้อยู่ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ทั่วไปถึงข้อบ่งชี้และข้อจำกัดต่าง ๆ เพื่อนำไปประกอบการวางแผนในการออกแบบเทคนิคการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกรได้

วัสดุและวิธีการ (Materials and methods)

บทความปริทัศน์นี้รวบรวมข้อมูลโดยใช้ฐานข้อมูลจาก PubMed, Google scholar, Elsevier, Hindawi, Research gate และ หนังสือ รายงานโดยใช้คำค้นหา “Finite element method” “in vitro” “BSSO” “Biomechanical analysis” “Finite element analysis” “Rigid fixation” “FEA” “oral surgery” “orthognathic surgery” “maxillofacial surgery”

ซึ่งผู้ศึกษาผสมคำค้นหาเหล่านี้เพื่อให้ได้หัวข้อที่สนใจ หลังจากที่ได้ข้อมูลมากพอ ผู้ศึกษาได้แบ่งหัวข้อเป็น 2 กลุ่มได้แก่ Finite element analysis in orthognathic surgery และ in-vitro mechanical analysis in orthognathic surgery จากนั้นจึงทำการเลือกประเด็นที่น่าสนใจในแต่ละหัวข้อ เพื่อที่จะขยายประเด็นและอภิปรายผลในสิ่งที่ผู้ศึกษาสังเกตเห็น

ผลการศึกษา (Results)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร (Finite element analysis in orthognathic surgery)

การศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิตมีปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความสำเร็จของการรักษาซึ่งต้องได้รับการพิจารณา คือ การตามกระดูกหลังจากทำการผ่าตัดเสร็จสิ้น การใช้อุปกรณ์ยึดติดที่เหมาะสมหรือเป็นปัจจัยหลักในการทำให้การรักษาสำเร็จ ด้วยสาเหตุนี้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงมีบทบาทสำคัญในการศึกษาถึงการกระจายความเครียดต่อพื้นผิวของแผ่นตามกระดูกและพื้นผิวกระดูกโดยรอบ Hassan และคณะ ในปี 2018 (22) ได้ทดลองจากการทำโมเดลสามมิติแบบไอโซโทรปิก (isotropic) ที่กำหนดการแบ่งวัสดุเป็น 3 ส่วนจากเทคนิคการศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต โดยมีช่องว่าง 5 มิลลิเมตร ระหว่างชิ้นส่วนของกระดูกที่เกิดการตัดแบ่งจะถูกเชื่อมด้วยเหล็กตามกระดูกด้วยระบบยึด (fixation system) ที่แตกต่างกัน 3 แบบ โดยอาศัยค่าการเคลื่อน (displacement values) สำหรับชิ้นส่วนของกระดูกที่เกิดการตัดแบ่งหลังจากทดสอบการกัดแบบสมมาตรในฟันหน้า 20 นิวตัน (symmetrical biting with the incisors 20 N) และการกัดแบบไม่สมมาตรในฟันหลัง 80 นิวตัน (asymmetrical biting with the molars 80 N) พบว่า แผ่นตามกระดูกขนาด 1.7 มิลลิเมตร มีความแข็งแรงเพียงพอที่จะใช้ในการศัลยกรรมตัดกระดูกขากรรไกรล่างแบบแซจิตอลสปลิตถึงแม้ว่าข้อมูลทางสถิติจะชี้ว่ามีความแข็งแรงน้อยกว่าเหล็กตามกระดูกมินิเพลตขนาด 2.0 มิลลิเมตร (22)

ตารางที่ 1 งานวิจัยที่ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่เกี่ยวข้องกับการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร

Table 1. Research articles of FEA in orthognathic surgery.

ผู้เขียน	ลักษณะของแบบจำลอง	ซอฟต์แวร์ที่ใช้	การออกแบบงานวิจัย	ประเด็นที่ค้นพบ
Stróżyk และคณะ ปี 2011 (23)	กรรไกรล่างที่ทำจากโพลียูรีเทนและตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	-	เปรียบเทียบการยึดกระดูก 3 หลัก การใช้ในการผ่าตัดแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	สกรูแบบไบคอร์ติคอลล (bicortical) สามารถยึดได้แข็งแรงที่สุดในการผ่าตัดแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต
Gorashi และคณะ ปี 2019 (24)	โมเดลขากรรไกรล่างที่ได้จากการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	Mimics 17.0 Abaqus Geomagic 12.0 ANSYS	เปรียบเทียบการยึดกระดูก 3 หลัก การที่ใช้บ่อยในการผ่าตัดแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	การยึดด้วยสกรูแบบสามเหลี่ยม (triangular) ดีกว่าการยึดด้วยเพลตทั้ง 1 และ 2 ชั้น
Hassan และคณะ ปี 2018 (22)	โมเดลขากรรไกรล่างที่ได้จากการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	Netfabb Rhinceros Solidworks	เปรียบเทียบการยึดกระดูก 3 หลัก การที่ใช้ในการผ่าตัดแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	การยึดด้วยมินิเพลตหนา 1.7 มิลลิเมตร ให้ความแข็งแรงที่มากพอในการยึดกระดูกแม้ว่าจะมีความแข็งแรงน้อยกว่าการยึดด้วยมินิเพลตหนา 2.0 มิลลิเมตร และสกรูแบบไบคอร์ติคอลล 2.0 มิลลิเมตร
Fuji และคณะ ปี 2017 (25)	โมเดลใบหน้าส่วนกลาง (midface) จากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ก่อนเข้ารับการผ่าตัดของผู้ป่วยที่มีคางยื่น	Mechanical Finder 6.2 OsiriX	เปรียบเทียบรูปแบบความผิดปกติของเทอร์โกแมกซิลลาโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จากภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และการประเมินแนวการผ่าตัดเพื่อพยากรณ์ความเสี่ยงในการเกิดการแตกหักของส่วนยื่นเทอร์ริโกยด์ (pterygoid process)	ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถใช้พยากรณ์รูปแบบความผิดปกติของเทอร์โกแมกซิลลาในระหว่างการทำให้ผลการเลอฟอร์ระดับที่หนึ่ง และเป็นประโยชน์ในการเลือกกระบวนการผ่าตัดที่ปลอดภัยมากขึ้น
Chabanas และคณะ ปี 2002 (26)	โมเดลใบหน้าก่อนทำการผ่าตัดจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	-	นำเสนอการใช้คอมพิวเตอร์เพื่อช่วยในการวางแผนการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร	พบว่าสามารถศึกษาการเรียงตัวของกระดูกหลังจากการผ่าตัดได้ด้วยการใช้โมเดลระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของเนื้อเยื่ออ่อน
Knoops และคณะ ปี 2019 (27)	โมเดลใบหน้าก่อนทำการผ่าตัดจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	Dolphin ProPlan CMF PFEM	เปรียบเทียบความแม่นยำของโปรแกรมที่ใช้เพื่อวางแผนการผ่าตัดแบบสามมิติ	โปรแกรม PFEM และ ProPlan ให้ความแม่นยำในการพยากรณ์เนื้อเยื่ออ่อน และเป็นประโยชน์ในการให้ข้อมูลกับผู้ป่วยก่อนเข้ารับการผ่าตัด

จากตารางที่ 1 งานวิจัยที่ทำการศึกษารเปรียบเทียบการยึดกระดูก 3 หลักการที่ใช้ในการศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอร์อลแซจิตอลลสปลิต พบว่าระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถใช้เปรียบเทียบความแข็งแรงของหลักการยึดกระดูกแต่ละวิธี หรือใช้เปรียบเทียบการเคลื่อนตัวของชิ้นส่วนกระดูกได้ (22-24) ขณะที่งานวิจัยของ Fuji และคณะ ปี 2107 (25) ศึกษาเพื่อทำนายรูปแบบความผิดปกติของเทอร์โกแมกซิลลา (pterygomaxillary dysjunction pattern) ในระหว่างการทำหัตถการเลอฟอร์ตระดับที่หนึ่ง (Le Fort I osteotomy) ในผู้ป่วยที่มีคางยื่น ซึ่งใช้ประโยชน์จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวางแผนการผ่าตัดโดยใช้โมเดลจากผู้ป่วยจริง นอกจากนี้ Chabanas และคณะ ในปี 2002 (26) ยังได้นำเสนอระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวางแผนการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของ

กระดูกขากรรไกร และจากงานวิจัยของ Knoops และคณะ ในปี 2019 (27) พบว่าสามารถใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการประเมินเนื้อเยื่ออ่อนในช่องปากและเป็นข้อมูลในการสื่อสารกับผู้ป่วยก่อนรับการรักษาได้ การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการในการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร (in-vitro mechanical analysis in orthognathic surgery)

การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ในสมัยปัจจุบันนิยมใช้การสร้างโมเดล 3 มิติเพื่อต้องการทราบแรงของการล้มเหลว (failure load) ของแต่ละการทดลองเพื่อบ่งบอกถึงความสามารถได้การรับแรงจากการใช้งานของขากรรไกรหลังจากรับการรักษา โดยไม่มีการเคลื่อนตัวของกระดูกขากรรไกรหรือภาวะแทรกซ้อนของอวัยวะโดยรอบ

ตารางที่ 2 งานวิจัยที่ใช้การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร

Table 2 Research articles of biomechanical analysis in orthognathic surgery.

ผู้เขียน	ลักษณะของแบบจำลอง	การออกแบบงานวิจัย	ประเด็นที่ค้นพบ
Brasileiro และคณะ ปี 2012 (28)	โมเดลขากรรไกรล่างที่ทำจากโพลียูรีเทน และตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	เปรียบเทียบการยึดกระดูก 3 หลักการที่ใช้บ่อยในการผ่าตัดแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	จากการทำการถอยขากรรไกรล่าง 5 มิลลิเมตร พบว่ากลุ่มที่ทำการยึดกระดูกด้วยมินิเพลตมีความแข็งแรงน้อยกว่ากลุ่มที่ยึดแบบผสม (hybrid) และกลุ่มที่ยึดแบบแอลหัวกลับ (inverted-L) นอกจากนี้ยังพบว่ากรยึดด้วยสกรูแบบไบคอร์ติคอลลเพิ่มอีก 1 ตัว บริเวณหลังต่อฟันกราม (retromolar) ในกลุ่มที่ทำการยึดกระดูกด้วยมินิเพลตจะทำให้ได้เสถียรภาพของการยึดกระดูกใกล้เคียงกันกับกลุ่มที่ยึดกระดูกแบบแอลหัวกลับ
De Oliveira และคณะ ปี 2016 (29)	โมเดลขากรรไกรล่างครึ่งซีกที่ทำจากโพลียูรีเทน และตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	ประเมินแรงต้านต่อการเคลื่อนของชั้นกระดูก (resistance to displacement) จากวิธีการยึด 6 แบบหลังจากทำหัตถการแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิตในการเคลื่อนขากรรไกรล่างไปด้านหน้าและหมุนทวนเข็มนาฬิกา	แรงต้านการเคลื่อนของกระดูกที่ระยะ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร มีค่ามากที่สุดในการยึดกระดูกด้วยมินิเพลตหนา 2.0 มิลลิเมตร จำนวน 2 ตัว ในหัตถการแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิตในการเคลื่อนขากรรไกรล่างไปด้านหน้าและหมุนทวนเข็มนาฬิกา
Klein และคณะ ปี 2017 (30)	โมเดลขากรรไกรล่างครึ่งซีกที่ทำจากโพลียูรีเทน และตัดตามแนวไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิต	ประเมินแรงต้านต่อการเคลื่อนของชั้นกระดูก จากวิธีการยึด 6 แบบหลังจากทำหัตถการแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิตในการเคลื่อนขากรรไกรล่างไปด้านหน้า	การใช้มินิเพลต 2 ตัวในการยึดกระดูกหลังจากทำการผ่าตัดแบบไบแลตเทอรอลแซจิตอลสปลิตในการเคลื่อนขากรรไกรล่างไปด้านหน้าทั้งแบบแนวราบ (linear) และหมุนทวนเข็มนาฬิกา พบว่าเป็นวิธีที่แข็งแรงที่สุดในการยึดกระดูก

จากตารางที่ 2 ผู้ศึกษาพบว่าส่วนใหญ่การทำการวิเคราะห์เชิงชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการจะทำการเปรียบเทียบความแข็งแรงของวิธีการยึดกระดูกหลังจากการศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอร์อลแซจิตอลสปลิต โดยพบว่าแบบจำลองที่ใช้จะเป็นโมเดลชากรรไกรล่างทั้งแบบเต็มขั้นและครึ่งซีกซึ่งทำจากโพลียูรีเทน โดยงานวิจัยของ Bernado และคณะ ในปี 2012 (28) ศึกษาจากการทำถอยขากรรไกรล่าง (mandibular setback) 5 มิลลิเมตร แล้วยึดโมเดลกระดูกขากรรไกรล่างด้วยวิธีการที่แตกต่างกัน การศึกษาของ Leandro และคณะ ในปี 2016 (29) ทำการเคลื่อนขากรรไกรล่างไปด้านหลังและหมุนทวนเข็มนาฬิกา (counterclockwise mandibular advancement) และเปรียบเทียบแรงต้านการเคลื่อนที่ของกระดูกหลังจากยึดกระดูกด้วยวิธีการที่แตกต่างกันออกไป และงานวิจัยของ Klein และคณะ ในปี 2017 (30) ศึกษาจากโมเดลกระดูกขากรรไกรล่างหลังจากทำการเคลื่อนไปข้างหน้า (mandibular advancement) และเปรียบเทียบความแข็งแรงจากวิธีการยึดกระดูก 6 วิธี โดยผลการศึกษาได้แสดงดังตารางที่ 2

บทวิจารณ์ (Discussion)

จากการที่ผู้ศึกษาทำการค้นหาและทบทวนวรรณกรรม ทำให้ทราบข้อดีของการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ คือ ประหยัดเวลา สามารถทำซ้ำได้ ไม่เกิดความเสียหายต่อผู้ป่วยในการทดลองและไม่จำเป็นต้องทำการวิจัยในสัตว์ทดลอง อีกทั้งยังสามารถนำข้อมูลไปประกอบการวางแผนและการทำงานนายผลของการรักษาได้ ด้วยสาเหตุนี้ทำให้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางมากในปัจจุบัน

ถึงแม้ว่าข้อดีของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะมีอยู่มากมาย แต่ก็ยังมีข้อจำกัดบางประการ เช่น ระบบการทดลองซึ่งผู้ทดลองเป็นผู้ออกแบบเอง ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดอคติต่อการตั้งปัจจัยที่ใช้สำหรับการทดสอบสูง ข้อจำกัดที่สำคัญที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรม คือ ไม่สามารถกำหนดค่าที่แท้จริงของแบบจำลองได้ เช่น ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของกระดูกทึบ (cortical bone) ปัจจุบันมีการกำหนดเป็นช่วงตั้งแต่ 13,500 ถึง

18,000 เมกะพาสคาล และอัตราส่วนปัวซอง (Poisson's ratio) มีกำหนดเป็นช่วงตั้งแต่ 0.22 ถึง 0.3 (31)

ในการวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์มีข้อดีคือค่าที่ได้มีความน่าเชื่อถือมากกว่าระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เนื่องจากการทดลองเกิดขึ้นในสถานการณ์จริง เป็นรูปธรรมสามารถจับต้องได้ หากออกแบบการทดลองเหมาะสม ร่วมกับการมีทักษะการทดลองที่เพียงพอ จะทำให้การทดลองด้วยวิธีนี้มีความน่าเชื่อถือมากที่สุดโดยไม่คำนึงถึง ค่าใช้จ่ายและกรอบระยะเวลาซึ่งเป็นข้อจำกัดที่สำคัญของการวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์

ในการศึกษาเชิงชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการศัลยกรรมแก้ไขความผิดปกติของกระดูกขากรรไกรมีจุดประสงค์คือส่งเสริมผลการรักษาให้ดียิ่งขึ้น ลดภาวะแทรกซ้อน และลดระยะเวลาการฟื้นตัวของผู้ป่วย ในการศึกษาวิจัยนี้หลังจากผู้วิจัยได้ทำการรวบรวมและทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์ทำให้ผู้ศึกษาสังเกตถึงข้อบ่งชี้ของแต่ละหลักการโดยพบว่า ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ปัจจุบันเหมาะสมที่จะใช้ในการวางแผนการรักษาและทำนายผลการรักษาของผู้ป่วยได้ เนื่องจากสามารถนำข้อมูลภาพถ่ายรังสีของผู้ป่วยก่อนเข้ารับการรักษาวิเคราะห์ เช่น ใช้พยากรณ์รูปแบบความผิดปกติของเทอร์โกแมกซิลลาในระหว่างการผ่าตัดการเลอฟอร์ตระดับที่หนึ่ง สามารถศึกษาการเรียงตัวของกระดูกหลังจากการผ่าตัดได้ใช้ประเมินเนื้อเยื่ออ่อนในช่องปาก ส่งผลให้แพทย์ผู้ทำการรักษามองเห็นภาพรวมก่อนทำการรักษาจริงและสามารถใช้เป็นข้อมูลในการสื่อสารกับผู้ป่วยได้ นอกจากนี้ยังสามารถใช้ในการศึกษาวิจัยเพื่อประเมินการกระจายความเค้นของการยึดกระดูกหลังจากการศัลยกรรมตัดกระดูกแบบไบแลตเทอร์อลแซจิตอลสปลิตได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่การวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์ซึ่งมีการศึกษาในทางเดียวกันนั้น จะให้ผลการทดลองที่น่าเชื่อถือมากกว่า เนื่องจากการทดลองที่เป็นรูปธรรม จับต้องได้จริง ดังนั้นในแง่ของการศึกษาวิจัยจะพบว่ามีการใช้การวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์มาตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน และพบว่ามีการวิจัยที่ใช้

การวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์ควบคู่กับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย ฉะนั้นการออกแบบการทดลองและวัดผลไม่ว่าจะโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์หรือโดยการวิเคราะห์ทางชีวเชิงกลศาสตร์จำเป็นจะต้องดูปัจจัยที่เกี่ยวข้อง เช่น เวลา ทุนวิจัย เครื่องมือ และความซับซ้อนของงานวิจัย เพื่อให้บรรลุจุดประสงค์ของงานวิจัยได้อย่างครบถ้วนตามปัจจัยที่แตกต่างกันออกไปของแต่ละงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง (References)

- Hullihen SP. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci.* 1849;9(2):157-65.
- Schuchardt K. Die Chirurgie als Helferin der Kieferorthopädie. *Fortschr Kieferorthop.* 1954;15(1):1-25.
- Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv.* 1961;19:42-7.
- Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg.* 1968;26(4):250-3.
- Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg.* 1977; 35(2):157-9.
- Obwegeser HL. Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: a letter to the next generations of surgeons. *Clin Plast Surg.* 2007;34(3):331-55.
- Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(6):e1-13. doi: 10.1016/j.tripleo.2006.12.016.
- Yazdani J, Ghavimi M, Taghizadeh M, Kananizadeh Y, Ghanizadeh M. Effectiveness of placement of second miniplates as tension band unit in mandibular parasymphysis fractures. *Dent Res J (Isfahan).* 2019;16(3):172-8.
- Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB, et al. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J.* 2016;27(3):284-91.
- Ribeiro-Junior P, Magro-Filho O, Shastri K, Papageorge M. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(11):1109-14.
- Vashistha A, Singh M, Chaudhary M, Agarwal N, Kaur G. Comparison of 2 mm single locking miniplates versus 2 mm two non-locking miniplates in symphysis and parasymphysis fracture of mandible. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2017;7(1):42-8.
- Prabhakar C, Shetty JN, Hemavathy OR, Guruprasad Y. Efficacy of 2-mm locking miniplates in the management of mandibular fractures without maxillomandibular fixation. *Natl J Maxillofac Surg.* 2011;2(1):28-32.
- Yemineni BC, Mahendra J, Nasina J, Mahendra L, Shivasubramanian L, Perika SB. Evaluation of maximum principal stress, von Mises stress, and deformation on surrounding mandibular bone during insertion of an implant: a three-dimensional finite element study. *Cureus.* 2020; 12(7):e9430. doi: 10.7759/cureus.9430.

14. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000;1(2):165-70.
15. Moratal D. *Finite Element Analysis* [ebook]. 1sted. London: IntechOpen; 2010.
16. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
17. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-3.
18. Shyam Sundar S, Nandlal B, Saikrishna D, Mallesh G. Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective. *J Maxillofac Oral Surg.* 2012;11(2):206-11.
19. Sharir A, Barak MM, Shahar R. Whole bone mechanics and mechanical testing. *Vet J.* 2008;177(1):8-17.
20. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004;42(2):127-32.
21. Muller L, Caputo G, Zago MK, Gomes JLE. Lateral opening wedge distal femoral V-osteotomy: Biomechanics comparison between angles of 60° and 90° in sheep. *J Musculoskelet Res.* 2015;18(2):1550006. doi: 10.1142/S0218957715500062.
22. Hassan MK, Ring M, Stassen LFA. A Finite element analysis study comparing 3 internal fixation techniques in mandibular sagittal split osteotomy. *Int J Otolaryngology and Head & Neck Surgery.* 2018;7(5):298-311.
23. Stróżyk P, Nowak R. Finite elements method analysis of fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *Dent Med Probl.* 2011;48(2):157-64.
24. Ghorashi SM, Keshavarzi MM, Damercheli S, Parhiz A. The comparison of three different fixation methods on bilateral sagittal split ramus osteotomy mandibular on a 3D of fully modelled mandible by the finite element method. *J Craniomax Res.* 2019;6(3):113-21.
25. Fujii H, Kuroyanagi N, Kanazawa T, Yamamoto S, Miyachi H, Shimozato K. Three-dimensional finite element model to predict patterns of pterygomaxillary dysjunction during Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(5):564-71.
26. Lemke HU, Inamura K, Doi K, Vannier MW, Farman AG, Reiber JHC. *CARS 2002 Computer Assisted Radiology and Surgery: Computer Assisted Radiology and Surgery: Proceedings of the 16th International Congress and Exhibition, Paris, June 26-29, 2002: Springer Science & Business Media; 2002.*
27. Knoop PGM, Borghi A, Breakey RWF, Ong J, Jeelani NUO, Bruun R, et al. Three-dimensional soft tissue prediction in orthognathic surgery: a clinical comparison of Dolphin, ProPlan CMF, and probabilistic finite element modelling. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019;48(4):511-8.
28. Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(4):941-51.

29. De Oliveira LB, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Oguz Y, Pereira-Filho VA. Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;54(5):573-8.

30. Klein GBG, Mendes GCB, Ribeiro Junior PD, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(11):1387-93.

31. Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery-a literature review. *Materials (Basel).* 2020;13(14):3063. doi: 10.3390/ma13143063.

ติดต่อบทความ :

รศ.ทพ.อวิรุทธ์ คล้ายศิริ

สาขาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ 99 หมู่ 18 อำเภอ

คลองหลวง จังหวัด ปทุมธานี 12120

โทรศัพท์ : 02-986 9051

อีเมลล์ : Dentton@tu.ac.th

Corresponding author:

Assoc.Prof.Dr. Awiruth Klaisiri

Division of Restorative Dentistry, Faculty of

Dentistry, Thammasat University, 99 M.18

Klongluang, Pathumthani, 12120, Thailand.

Tel: +662-986 9051

E-mail: Dentton@tu.ac.th

Assessment of Smile Line and Attractiveness in a Group of Thai University Students

Supranee Benjasupattananan Papatpong Sirikururat

การพัฒนาสมรรถนะผู้ปฏิบัติงานด้านสุขภาพในการคัดกรองสุขภาพช่องปากและการกลืนลำบากในผู้สูงอายุอำเภอเวียงแก่น จังหวัดเชียงราย

The Competency Development of Healthcare Practitioners for Older Adults' Oral Health and Dysphagia Screening in Wiangkaen District, Chiang Rai Province

พีไลวรรณ กองมา นฤมนัส คอวนิช กัญญารัตน์ คอวนิช
Pilaiwan Kongma Narumanas Korwanich Kanyarat Korwanich

การตั้งตำรับและประเมินสารหล่อลื่นในช่องปากที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหลักสำหรับงานทันตกรรมผู้สูงอายุ
Formulation and evaluation of a water-based oral lubricant for using in geriatric dentistry

วรายุทธ โชติประกายเกียรติ บุชวรา สารสิทธิ์ ปภาวี เกิดวงหิน ปรัชญา ยายอด พันไมล์ เพชรประดับ กัษรพล สำเนียง
Warayut Chotprakaikiat Nuchwara Sarasit Papawi Kerdwanghin Pratya Yayord Panmile Phetpradub Patcharaphol Samnieng

Effect of Grinding Inner Surface on Biaxial Flexural Strength, Phase Analysis and Surface Roughness of Translucent Zirconia

Chalisa Wongjirasawad Vibul Paisankobrit

Effect of Different Mechanical Properties of Core Build-up Materials on the Root Furcation of A Severely damaged Primary Molar: A Finite Element Analysis

Nuttha Suwannasri Kunyawan Thaugwilai Paired Singhatanadgid Nichamon Chaianant Weerachai Singhatanadgit Piyaporn Pultanasarn

Evaluation of Anti-Oral Pathogen Activity and Safety of *Lactocaseibacillus paracasei* TISTR 2688, Isolated from Fermented Termite Comb.

Supatjaree Ruengsomwong Prapaipat Klungsupya Sarunya Laovithayangoon Siripong Tangprasertkit Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee

ผลของสารสกัดแทนนินจากเปลือก *Garcinia mangostana* L. และคลอโรกซิดีนในการยับยั้งการเจริญของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มีวแทนส์
Growth inhibitory effect of tannin extract from *Garcinia mangostana* L. peels and chlorhexidine on *Streptococcus mutans*

สิริรัตน์ บุญศิริกร ปรมาภรณ์ จีวพัฒน์กุล แก้วมณี ณัฐพล กิตติคุณเดชา ณภัทร บุนนาค ดนุริตา สาขาตร์
สิริลักษณ์ ตีรณธนากุล

Sirirat Boondireke Paramaporn Chiewpattanakul Kaewmanee Nuttaphon Kittikundecha Napat Bunnag Danuthida Saket Siriluck Tiranathanagul

แนวโน้มการใช้เวิลด์เกมส์และความคิดเห็นเกี่ยวกับนโยบายการลดการใช้เวิลด์เกมส์ของทันตแพทย์ในโรงพยาบาลทันตกรรม
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Amalgam usage tendency and dentists' opinion on amalgam phase down policy at Dental Hospital, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

ขวัญชนก อยู่เจริญ ภัทราธร กระจ่างสวัสดิ์ ธัญชนก เรียงรานนท์ มณฑิตา ไทวรรณกวนิชย์ ณภัทร กิตติศรีวรินทร์
วรวิษร คงสกุล นิสดา ธนเศรษฐ

Kwanchanok Youcharoen Pattaratorn Krajangsawatdi Tanchanok Tiankanon Montita Towattakawanit Napat Kitisriworapan Worawachara Kongsakul Nirada Dhanesuan

ความสามารถในการปิดสีของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต/แคมบนพื้นหลังเรซินสีเหมือนฟันที่ต่างกัน

Masking Ability of CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic on Various Tooth-Colored Resin Substrates

วิทิศา อัครเอกจิตต์ วิบูลย์ ไพศาลกอบกุล นทีธร พุกขวัชรกุล ณัฐพล กิตติคุณเดชา

Withita Acaraekjitt Vibul Paisankobrit Nateetorn Plukwatchalakul Nuttaphon Kittikundecha

The Effect of Eight Types of Denture Adhesives on Retention of Milled Denture Base Acrylic Resin

Papatsara Veerapol Mali Palanuwech

ผลของความหนาของเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต สีของซีเมนต์และวัสดุทำหลักยึดติดรากเทียมต่อสีของชิ้นงานบูรณะ
Effect of Thickness of Lithium Disilicate, Cement Color and Implant Abutment Materials to Final Restoration Color

ธนโชติ พยงรัตน์ มะลิ พลาบุญเวช

Thanachot Phayoongrat Mali Palanuwech

การเปรียบเทียบการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในห้องปฏิบัติการในการศัลยกรรมแก้ไข
ความผิดปกติของกระดูกขากรรไกร

Comparison of the finite element analysis and in-vitro biomechanical analysis in orthognathic surgery

Narissaporn Chaiprakit Siripatra Patchanee Kampol Boonsiriseth Sorathon Sunthornphornprapa Awiruth Klaisiri

ณฤชพร ชัยประกิจ สิริภัทรา พิษณี กำพล บุญศิริเศรษฐ์ สรรส สุนทรพรประภา อวิรุทธ์ คล้ายศิริ