



วิทยาสาร ทันตแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยขอนแก่น

ปีที่ 27 ฉบับที่ 2 พฤษภาคม - สิงหาคม 2567



FACULTY OF DENTISTRY
KHON KAEN UNIVERSITY

KDJ
KHON KAEN UNIVERSITY
— DENTAL JOURNAL —

KHON KAEN UNIVERSITY DENTAL JOURNAL

Vol.27 No.2 May-Aug 2024

E-ISSN : 2730-1699



CONTACT

PHONE:

0 4320 2405 #45106

WEBSITE:

<https://he01.tci-thaijo.org/index.php/KDJ/index>

EMAIL:

larunt@kku.ac.th

สารบัญ

◆ บทความวิจัย

หน้า

- ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของ
แคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ 3 ชนิด 1
ปิยะนาถ หนูก จารุมา ศักดิ์ดี กุลนันท์ ดำรงวุฒิ
- การเปรียบเทียบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์เอ็มทีแอลเพลทินัม
ชนิดเคลือบผิวด้วยนาโน เซรามิกและไม่เคลือบผิวด้วยนาโนเซรามิกหลังจากแช่
น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ 12
มฤตัย อินทรนนท์วิไล ศิริกุล วนาไพศาล
- ความสามารถในการไหลแทรกของวัสดุพิมพ์แบบอีลาสโทเมอร์ในแบบจำลองเสมือน
จริงที่มีความกว้างร่องเหงือกที่แตกต่างกัน 21
*ศตวรรษ มานพพันธ์ พิธิวัต เอื้อสุวรรณ
วัชรินทร์ หอวิจิตร อธิพันธุ์ สอสกุล สุคนธ์ทิพย์ อวชันการ*
- ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงการรับรู้สื่อบริเวณริมฝีปากและคางหลังการ
ผ่าตัดแก้ไขความผิดปกติของการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้าที่มีต่อคุณภาพ
ชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก 43
รัฐธิดา คันคร พิชัย วิทยาภิตติพงษ์
- การยับยั้งการย้ายถิ่นของเซลล์ ไฟโบรลาสต์เพดานปากมนุษย์ด้วยโฟโต ไดนามิก
บำบัดร่วมกับกรด 5-อะมิโนลิวูลินิกในห้องปฏิบัติการ 55
วิลาสินี วิจิตรานนท์ อธิศักดิ์ ดำรงรุ่งเรือง ดุษฎี หอมดี เอกสิทธิ์ มโนสุดประสิทธิ์
- การเปรียบเทียบผลการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยแบบมีภาพประกอบและแบบ
ให้ทดลองเคี้ยวในผู้ป่วยใส่ฟันเทียมทั้งปาก 78
*อรรจิรานุช รัตนอรุณดิษฐ์ ธนิภา ชัยนันท์สมิตย์ ปรีชา ศิริอาภากุล
ดนัย ยอดสุวรรณ สุบิน พัวศิริ จรินทร์ ปภังกรกิจ*
- การเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่าง ในแต่ละรูปแบบของกระดูก
ขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1, 2 และ 3 โดยใช้ภาพรังสีพานอรามิก 100
พีรณัฐ ขาญฤทธิเสน วิลาวัลย์ วีระอาชกุล สุภาพร คงสมบูรณ์

◆ บทความปริทัศน์

- วัสดุสำหรับอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้านอกช่องปาก ตอนที่ 1: ประวัติ
และซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ 29
*วิศุทธิ์ ประวิติวัชรวิลา วิลาลักษณ์ ปัญญาวัฒนานนท์
พิธิวัต เอื้อสุวรรณ ขวัญวงศ์ บุญพิทักษ์ อธิคม สุรินทร์ธนาสาร ศุภรักษ์ ยมกุล*
- ชนิดและความแม่นยำของตัวนำเจาะสลายกรรมในการฝังรากเทียม 86
ลือต อาดำ กาญจนา ยศสุนทร อธิรัตน์ เจ่งประภากร เสาวลักษณ์ ลิ้มมณฑล

◆ รายงานผู้ป่วย

- แนวทางการจัดทำธนาคารข้อมูลฟันเทียมทั้งปาก: กรณีศึกษา 2 ราย 66
คาราพร แซ่ลี่ สุวิทย์ ลิ้มปัทมปาณี



CONTACT

PHONE:

0 4320 2405 #45106

WEBSITE:

<https://he01.tci-thaijo.org/index.php/KDJ/index>

EMAIL:

larunt@kku.ac.th

CONTENT

◆ Research Articles	Page
○ The Effect of Blood Contamination on Setting Time and Washout Resistance of Three Calcium Silicate Cements <i>Thanuk P, Sakdee J, Dumrongvute K</i>	1
○ Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of M3L-Platinum File with and without Nanoceramic Coating After Sodium Hypochlorite Immersion <i>Intaranonvilai M, Wanapaisarn S</i>	12
○ The Penetrating Ability of Elastomeric Impression Materials in Simulated Model with Different Sulcular Widths <i>Manopphun S, Uasuwan P, Hovichitr W, Sosakul T, Arwatchanakan S</i>	21
○ Impact of Altered Sensation in Lip and Chin Area after Orthognathic Surgery to Oral Health Related Quality of Life <i>Kanson R, Vittayakittipong P</i>	43
○ Anti-Palatal Fibroblast Cells Migration of 5-Aminolevulinic Acid Photodynamic Therapy; in vitro <i>Vichitrananda V, Damrongrungruang T, Hormdee D, Manosudprasit A</i>	55
○ A Comparison of the Subjective Masticatory Assessment Accompanied by Food Pictorial Illustration and Test-Chewing in Complete Denture Patients <i>Rattanauradinthra A, Chainansamit T, Siriarpakul P, Yodsuwan D, Puasiri S, Paphangkorakit J</i>	78
○ Comparison of the Mandibular Foramen Position in Panoramic Radiographs in Skeletal Class I, II and III <i>Chanritisen P, Weraarchakul W, Kongsomboon S</i>	100
◆ Review Articles	
○ Extraoral Maxillofacial Prosthesis Materials Part I: History and Silicone Elastomer <i>Prawatvatchara W, Punyawattananon V, Uasuwan P, Boonpitak K, Surintanasarn A, Yamockul S</i>	29
○ Type and Accuracy of Dental Implant Surgical Guide <i>Adam L, Yossoontorn K, Choengprapakorn D, Limmonthol S</i>	86
◆ Case Report	
○ Guidelines for Creating the Complete Denture Data Bank: Two Case Studies <i>Sae-Lee D, Limpattamapanee S</i>	66

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด

ปิยะนาถ ทนุก¹ จารุมา ศักดิ์สี¹ กุลนันท์ คำรงวุฒิ^{1,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ โดยแบ่งกลุ่มวัสดุแต่ละชนิดออกเป็น 2 กลุ่ม คือกลุ่มปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด ในกลุ่มปนเปื้อนเลือดทำการเคลือบเลือดบริเวณด้านในของแม่พิมพ์และใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์ จากนั้นเคลือบเลือดที่ด้านบนผิววัสดุและห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาด ส่วนกลุ่มไม่ปนเปื้อนเลือดเมื่อใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์แล้วจึงห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดจนถึงระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จากนั้นทดสอบระยะเวลาการก่อตัวด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ จนทั่วทุกไม่สามารถสร้างรอยกดอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิว ในขณะที่ความต้านทานการชะล้างทดสอบด้วยวิธี Metered spray testing โดยคำนวณร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง วิเคราะห์ข้อมูลโดยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและการทดสอบซีเค ผลการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งสามชนิดมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อปนเปื้อนเลือด โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวนานที่สุด ซึ่งนานกว่าไบโอเดนทีนและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ สำหรับความต้านทานการชะล้างพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด จากการศึกษาสรุปได้ว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามชนิดมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดเมื่อไม่ปนเปื้อนเลือดและลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ส่วนไบโอเดนทีนมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดขณะไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับเพิ่มขึ้นเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด

คำไชรหัส : การปนเปื้อนเลือด/ระยะเวลาการก่อตัว/ ความต้านทานการชะล้าง/ โปรรูทเอ็มทีเอ/ไบโอเดนทีน/ เรโทรเอ็มทีเอ/ แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Received: Dec 05, 2023

Revised: Apr 02, 2024

Accepted: Apr 02, 2024

บทนำ

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) เป็นวัสดุไบโอเซรามิกส์ (Bioceramics) มีการนำมาใช้ในทางเอ็นโดดอนติกส์เป็นครั้งแรกในรูปแบบของมินเอร์ลไตรออกไซด์แอกริเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate ; MTA) เพื่อใช้เป็นวัสดุปิดทางเชื่อมต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและช่องปาก เช่น ใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันในงานสัลยกรรมปลายรากฟัน และใช้ซ่อมแซมรูทะลุบริเวณรากฟัน และง่ามรากฟัน (Root perforations)¹ เป็นต้น โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRootMTA[®], Dentsply Tulsa, OK, USA) มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับคุณสมบัติในอุดมคติของซีเมนต์หลายประการ แต่ยังคงมีข้อด้อยสำคัญ คือ ระยะเวลาการก่อตัว (Setting time) นาน โดยมีระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้น (Initial setting time) 165

นาที่² และระยะเวลาการก่อตัวสุดท้าย (Final setting time) 228.33-279 นาที่^{3,4} ส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกเนื่องจากวัสดุคงรูปร่างได้ช้าในช่วงที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ซึ่งอาจทำให้เกิดการรั่วซึมและแตกหักของซีเมนต์⁵ รวมถึงเพิ่มโอกาสเกิดการถูกชะล้างออกจากพื้นที่ทำงานเมื่อสัมผัสกับเลือดหรือของเหลวอื่น ๆ⁶ นอกจากนี้ยังควบคุมการใช้งานได้ยาก และทำให้ฟันเปลี่ยนสี

ในปัจจุบันมีการพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับโปรรูทเอ็มทีเอ ได้แก่ไบโอเดนทีน (Biodentine[™], Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France) และเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA[®], BioMTA, Seoul, Korea) ไบโอเดนทีนมีส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับ โปรรูทเอ็มทีเอแต่มีการ

¹ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

* ผู้ประพันธ์บทความ

เติมแคลเซียมคลอไรด์ (Calcium chloride; CaCl_2) ในส่วนของเหลวเพื่อเร่งปฏิกิริยาก่อตัว ทำให้มีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 10-12 นาที⁷ และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 45-85.66 นาที^{3,8} ส่วนเรโตร์เอ็มทีเอ ประกอบด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate) ซึ่งมีอนุภาคเล็ก เป็นองค์ประกอบหลัก ทำให้มีพื้นที่ผิวสัมผัสกับน้ำมากขึ้นจึงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (Hydration reaction) เร็วขึ้น โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3 นาที⁹ และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 18.1 นาที⁴

เนื่องจากคุณสมบัติที่ดีของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์¹⁰ จึงมีการนำมาใช้ในทางเอ็นโดดอนติกส์อย่างหลากหลาย การใช้งานในทางคลินิกแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีโอกาสมัสมักับเลือดได้บ่อยครั้ง การปนเปื้อนเลือดระหว่างขั้นตอนการใส่วัสดุหรือหลังจากใส่วัสดุแล้ว ทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของซีเมนต์หลายประการ¹¹ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้เอ็มทีเอและไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัวมากขึ้น^{12,13} รวมไปถึงหากซีเมนต์สัมผัสกับเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ (Tissue fluid) ในช่วงที่ก่อตัวไม่สมบูรณ์วัสดุจะถูกชะล้างออกไปจากบริเวณที่รักษา¹⁴ ทำให้ความแนบสนิทของซีเมนต์กับผนังคลองรากฟันลดลง เกิดเป็นช่องว่างติดต่อยาระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน ในทางตรงกันข้ามหากวัสดุมีการก่อตัวเร็วขึ้นโดยก่อตัวก่อนการสัมผัสเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ จะช่วยลดการชะล้างของวัสดุได้¹⁵ เกิดความแนบสนิทและคุณสมบัติที่ดีของวัสดุ ซึ่งโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวนาน จึงมีโอกาสดูถูกชะล้างออกไปในระหว่างที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้¹⁶

การปนเปื้อนเลือดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ส่งผลให้คุณสมบัติของวัสดุเปลี่ยนแปลงไป^{11,12,17} ซึ่งคุณสมบัติด้านระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดยังมีการศึกษาน้อย อีกทั้งไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างของไบโอเดนตินและเรโตร์เอ็มทีเอจึงเป็นที่น่าสนใจว่าเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอไบโอเดนติน และเรโตร์เอ็มทีเอ จะมีผลทำให้คุณสมบัติดังกล่าวของซีเมนต์เปลี่ยนแปลงไปหรือไม่ โดยคาดหวังว่าผลการศึกษานี้จะเป็นแนวทางการเลือกใช้วัสดุเมื่ออยู่ในสถานการณ์ที่หลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดได้ยาก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมวัสดุ

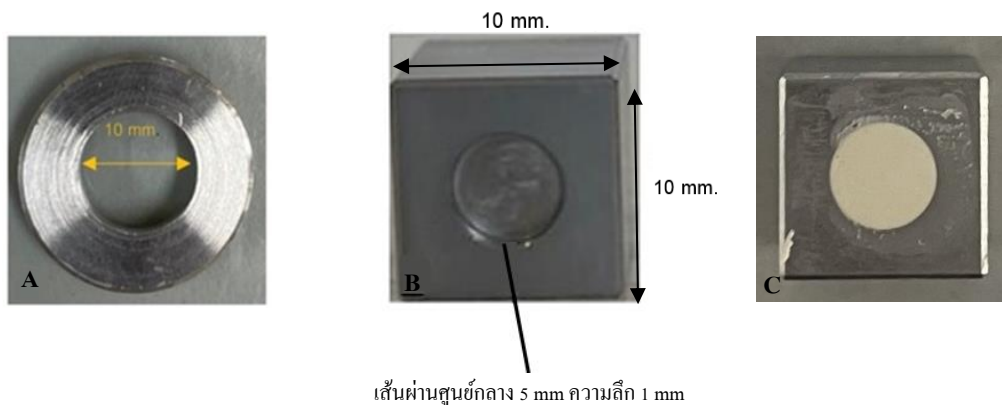
คำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างด้วยโปรแกรม G*power เวอร์ชัน 3.1.9.2 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (Effect size) จากงานวิจัยที่คล้ายคลึงกันของ Formosa และคณะ¹⁸ ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 5 โดยการศึกษาครั้งนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ สถาบันยุทธศาสตร์ทางปัญญาและการวิจัยมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC-303/2565X ทำการเตรียมและผสมวัสดุตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต โดยศึกษาในวัสดุ 3 ชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอไบโอเดนติน และเรโตร์เอ็มทีเอ ชนิดละ 20 ชิ้นงาน แบ่งเป็นการทดสอบระยะเวลาก่อตัว วัสดุละ 10 ชิ้นงาน และการทดสอบความต้านทานการชะล้าง วัสดุละ 10 ชิ้นงาน โดยในแต่ละการทดสอบแบ่งกลุ่มย่อยเป็นกลุ่มปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด จำนวน 5 ชิ้นงานต่อชนิดของวัสดุ เลือดที่ใช้ในการทดสอบเป็นเลือดจากผู้วิจัย โดยใช้เลือดครบส่วนแบบสดใหม่ (Fresh whole blood) ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบของเลือด และไม่ใส่สารกันเลือดแข็งตัว ซึ่งเลือดที่ได้จะถูกนำไปใช้ในการทดสอบทันทีหลังจากเก็บเลือดเสร็จ

การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

ระยะเวลาก่อตัวของซีเมนต์ถูกทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอ 9917-1:2007 โดยกลุ่มไม่ปนเปื้อนเลือดนำวัสดุที่ผสมเสร็จแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะไร้สนิมทรงกระบอกปลายเปิด (เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร สูง 2 มิลลิเมตร) (รูปที่ 1) ห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดจนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัว ส่วนกลุ่มปนเปื้อนเลือดใช้กระบอกฉีด (Syringe) ขนาด 1 มิลลิลิตร ฉีดเลือด 0.2 มิลลิลิตรผ่านเข็มฉีดยาขนาด 25 (Irrigation needle 25-gauge) ลงตรงกลางแม่พิมพ์ ปลดปล่อยทิ้งไว้ 20 วินาที จากนั้นดูดออกแล้วใช้ลูกยางเป่าลม (Rubber blower) เป่าออก 1 ครั้ง สังเกตเห็นว่ามีเลือดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน¹⁹ ผสมวัสดุตามบริษัทผู้ผลิตกำหนดและใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์จนแน่นเต็มด้วยแรงที่เบา ฉีดเลือดปริมาตร 0.1 มิลลิลิตรเคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้ง ปลดปล่อยทิ้งไว้ 20 วินาทีแล้วดูดออก สังเกตเห็นมีเลือดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ นำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อชิ้นงานไว้จนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัวสุดท้ายด้วยเครื่อง

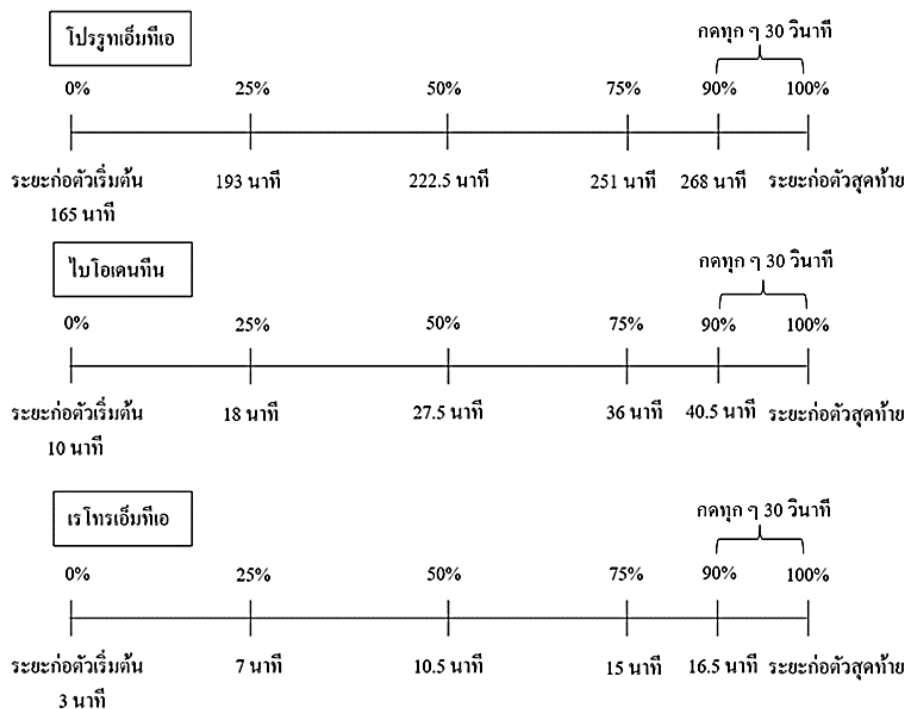
ทดสอบบนเครื่องทดสอบแรงกด (Universal testing machine) โดยกดเป็นช่วงระยะเวลาที่เท่ากันในวัสดุทั้ง 3 ชนิด เนื่องจากวัสดุแต่ละชนิดมีระยะเวลาที่เท่าตัวไม่เท่ากัน จึงพิจารณาเริ่มกดที่ระยะเวลาต่างกัน โดยจะเริ่มกดที่เวลาร้อยละ 90 ของระยะเวลาที่กดวัสดุสุดท้ายของแต่ละวัสดุ (รูปที่ 2) ซึ่งช่วงเวลานี้ได้มาจากการศึกษานำร่อง (Pilot study) ทำการกดด้วยหัวกดปลายเข็มแบนเรียบเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 ± 0.1 มิลลิเมตร

น้ำหนัก 400 ± 5 กรัม กดลงบนพื้นผิวของวัสดุค้างไว้ 5 วินาที แล้วเปลี่ยนตำแหน่ง กดอย่างสุ่มจากรอบนอกในทิศทางตามเข็มนาฬิกา กดทุก ๆ 30 วินาทีจนพบเส้นรอบวงของรอยกดไม่เป็นวงกลมสมบูรณ์เป็นครั้งแรก บันทึกระยะเวลาที่กดวัสดุของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งเป็นระยะเวลาเริ่มตั้งแต่ผสมซีเมนต์จนถึงระยะเวลาที่หัวกดไม่สามารถสร้างรอยกดลักษณะวงกลมอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิวซีเมนต์²⁰



รูปที่ 1 (A) แม่พิมพ์การทดสอบระยะเวลาก่อตัว (B) แม่พิมพ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (C) การเตรียมชิ้นงานสำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง

Figure 1 (A) Mold for setting time testing (B) Mold for washout resistance testing (C) Preparation of material specimen for washout resistance testing



รูปที่ 2 ช่วงเวลาการกดของวัสดุ

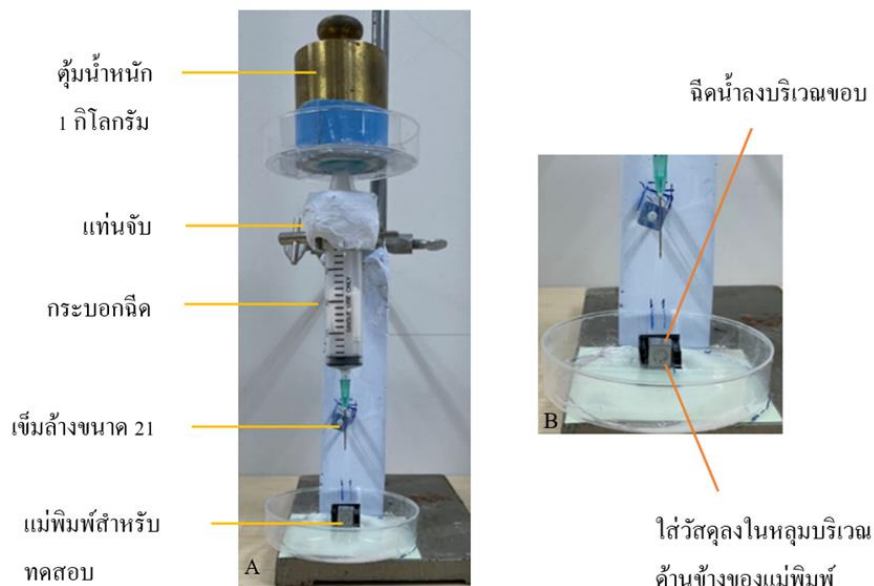
Figure 2 Indentation period of the materials

การทดสอบความต้านทานการชะล้าง

ในกลุ่มไม่ปนเปื้อนเลือดให้นำวัสดุที่ได้รับการผสมแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะไร้สนิมทรงลูกบาศก์ (ความกว้าง 10 มิลลิเมตร ความยาว 10 มิลลิเมตร ความสูง 10 มิลลิเมตร ที่มีหลุมใส่วัสดุเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 5 มิลลิเมตร และความลึก 1 มิลลิเมตร) (รูปที่ 1) จนแน่นเต็ม¹⁸ ห่อขึ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาด 1 นาที ก่อนนำมาทดสอบความต้านทานการชะล้าง ส่วนกลุ่มปนเปื้อนเลือดใช้กระบอกฉีดขนาด 1 มิลลิลิตร ร่วมกับเข็มฉีดยาขนาด 25 หยดเลือดลงตรงกลางแม่พิมพ์ 1 หยด ปลดทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วเป่าออก 1 ครั้งโดยลูกยางเป่าลม สังเกตเห็นว่ามิเล็ดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน จากนั้นใส่วัสดุที่ผสมแล้วลงไปจนแน่นเต็มหยดเลือด 1 หยดเคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้ง ปลดทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วดูดออกโดยใช้กระบอกฉีดบรรจุเข็มขนาด 25 ให้มีเลือดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ นำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อขึ้นงานไว้ 1 นาที นำมาทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing¹⁸ ใช้แทนจับยึดกับกระบอกฉีดขนาด 20 มิลลิลิตรกับเข็มฉีดยาขนาด 21 ซึ่งบรรจุน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร วางคัมมน้ำหนัก 1 กิโลกรัมด้านบน

กระบอกฉีดเพื่อทำให้น้ำกลั่นไหลผ่านผิวของวัสดุจนหมดจากกระบอกฉีดภายในระยะเวลา 15 ± 1 วินาที กำหนดระยะห่างระหว่างขอบแม่พิมพ์และปลายเข็มฉีดยาเท่ากับ 35 ± 1 มิลลิเมตร¹⁸ (รูปที่ 3) โดยค่าความต้านทานการชะล้างคือร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป ได้จากการชั่งน้ำหนักวัสดุก่อนและหลังทดสอบ แล้วนำมาคำนวณเป็นร้อยละมวลที่เปลี่ยนแปลง หากน้ำหนักของวัสดุเปลี่ยนแปลงมากแสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างต่ำ แต่ในทางกลับกันหากน้ำหนักของวัสดุเปลี่ยนแปลงน้อยแสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างสูง

นำข้อมูลที่ได้มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยการทดสอบชาปิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk Test) จากนั้นเปรียบเทียบระยะเวลาก่อตัวและค่าความต้านทานการชะล้างของแต่ละกลุ่มทดลองด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) ร่วมกับทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซิดาค (Sidak test) กำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ $p < 0.05$



รูปที่ 3 (A) แบบจำลองอุปกรณ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (B) วิธีการฉีดน้ำลงบนแม่พิมพ์
Figure 3 (A) Experimental set-up for washout resistance test (B) Water spray onto the mold

ผล

การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

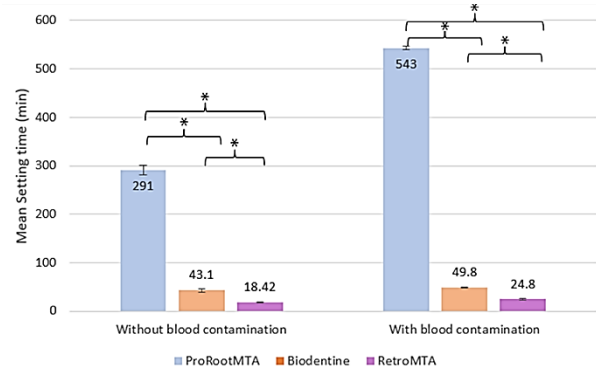
ผลการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งสามมีระยะเวลาก่อตัวแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งในสภาวะปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด โดยในทั้งสองสภาวะโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวสูงที่สุด (ไม่ปนเปื้อนเลือด 291 นาที และปนเปื้อนเลือด 543 นาที) สูงกว่าไบโอเดนทิน (ไม่ปนเปื้อนเลือด 43.1 นาที และปนเปื้อนเลือด 49.8 นาที) และเรโทรเอ็มทีเอ (ไม่ปนเปื้อนเลือด 18.42 นาที และปนเปื้อนเลือด 24.8 นาที) อย่างมีนัยสำคัญ (รูปที่ 4)

เมื่อพิจารณาปัจจัยการปนเปื้อนเลือดพบว่า การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ระยะเวลาก่อตัวของวัสดุทั้งสามชนิดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสภาวะไม่ปนเปื้อนเลือด (รูปที่ 4)

การทดสอบความต้านทานการชะล้าง

ผลการศึกษาพบว่าวัสดุแต่ละชนิดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกัน ในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 45.15 ร้อยละ 90.98 และร้อยละ 52.18 ตามลำดับ และในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 72.41 ร้อยละ 80.34 และร้อยละ 86.96 ตามลำดับ ในสภาวะไม่ปนเปื้อนเลือดไบโอเดนทินมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แต่โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนในสภาวะปนเปื้อนเลือดพบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงที่สุด โดยมีค่าสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ รองลงมาคือไบโอเดนทินมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างสูงที่สุดทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด ส่วนไบโอเดนทินมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด และเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด (รูปที่ 5)

เมื่อพิจารณาปัจจัยการปนเปื้อนเลือดพบว่าส่งผลให้ค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดเปลี่ยนแปลงไป โดยเมื่อโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้ร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างเพิ่มขึ้น ส่วนไบโอเดนทินมีค่าร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง (รูปที่ 5)

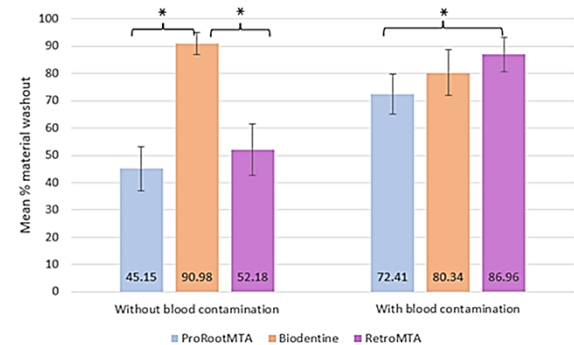


* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

* Statistically significant difference ($p < 0.05$)

รูปที่ 4 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ

Figure 4 Bar chart showed the means setting time



* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

* Statistically significant difference ($p < 0.05$)

รูปที่ 5 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุ

Figure 5 Bar chart showed the means percentage of material washout

บทวิจารณ์

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ก่อตัวจากปฏิกิริยาไฮเดรชันเป็นหลัก ทำให้วัสดุค่อย ๆ แข็งตัวอย่างต่อเนื่อง⁴ ในการศึกษาครั้งนี้วัดระยะเวลาก่อตัวโดยอ้างอิงมาจากมาตรฐาน ISO 9917-1:2007²⁰ เนื่องจากเป็นมาตรฐานที่ใช้ในการทดสอบซีเมนต์ที่ใช้ในทางทันตกรรม (Water-based cements) ซึ่งได้ผลใกล้เคียงกับการศึกษาก่อนหน้าที่ใช้มาตรฐาน ISO 9917-1:2007 ในการทดสอบเช่นเดียวกันของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัว 45 นาที และการศึกษาของ Che และคณะ⁴ ที่พบว่าระยะเวลาก่อตัวของโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอเท่ากับ 279 นาที และ 18.1 นาที ตามลำดับ แต่บางการศึกษาได้ผลต่างออกไป เนื่องจากใช้เกณฑ์การทดสอบที่แตกต่างกัน Kaup และคณะ³ พบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัวเท่ากับ 228.33 นาที และ 85.66 นาที ตามลำดับ

การศึกษานี้พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอ มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เลือดประกอบด้วยเซลล์และโปรตีนต่าง ๆ เช่น อัลบูมิน ที่สามารถยึดติดกับพื้นผิวและเข้าไปอุดกั้นรูพรุนภายในซีเมนต์ เป็นการขัดขวางปฏิกิริยาการก่อตัวทำให้วัสดุก่อตัวไม่สมบูรณ์²¹ และเข้าไปเกาะกับผลิตภัณฑ์แกนกลางของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต นำไปสู่การยับยั้งกระบวนการไฮเดรชันในที่สุด²² อีกทั้งเลือดยังสามารถรวมตัวทางเคมีกับวัสดุได้โดยส่วนประกอบในเลือดทำหน้าที่คล้ายสารเติม (Fillers) ในช่วงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน²³ รวมตัวเป็นสารประกอบเชิงซ้อนของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตและเลือด (C-S-H-blood) คล้ายกับการรวมตัวของบิสฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต²⁴ ขัดขวางปฏิกิริยาไฮเดรชันและการก่อตัวของวัสดุ มีผลต่อการเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และยังทำให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลง Thanavibul และคณะ²⁵ พบว่าเลือดมีผลลดการปล่อยซิลิกอนไอออนและยับยั้งการเกิดชั้นเจลซิลิกาบนพื้นผิวของวัสดุในขณะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน ซึ่งเป็นการรบกวนกระบวนการไฮเดรชันของวัสดุ ส่งผลต่อการก่อตัวของวัสดุ อย่างไรก็ตามการปนเปื้อนเลือดส่งผลต่อการใช้งานในระยะยาวของวัสดุได้เช่นกัน ดังการศึกษาของ Clavvuthinan และคณะ²⁶ พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ รวมไปถึงการศึกษาของ Nekoofer และคณะ¹¹ ที่พบว่าเมื่อเอ็มทีเอปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ค่าความทนแรงอัดของเอ็มทีเอลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวนานที่สุด เนื่องจากมีอิมพัลส์ที่เป็นองค์ประกอบเข้าไปในห่วงปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมอะลูมิเนต โดยอิมพัลส์จะละลายน้ำอย่างรวดเร็วทำให้อะลูมิเนตแยกตัวออกมาเป็นชั้นเจลล้อมรอบส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยา เป็นการชะลอการเกิดปฏิกิริยาของอะลูมิเนต^{24,27} อีกทั้งบิสฟอสเฟตซึ่งเป็นสารที่บ่งชี้ในโปรรูทเอ็มทีเอเข้าไปรวมเป็นส่วนหนึ่งของโครงสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตในขณะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน และมีผลต่อการตกตะกอนของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ทำให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ไม่สมบูรณ์ จึงเป็นผลให้โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวที่นานมากขึ้น²⁴ และเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดผลึก เอทริงไกต์ (Ettringite) ซึ่งเป็นผลึกรูปเข็มที่ช่วยสร้างพันธะเชื่อมต่อระหว่างผลึกของเอ็มทีเอจะมีปริมาณลดลง¹⁹ เมื่อผลึกเอทริงไกต์มีปริมาณลดลงทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุและอาจส่งผลให้วัสดุไม่ก่อตัว และสอดคล้องกับการศึกษาของ Alhodiry และคณะ¹³ ที่พบว่าเมื่อปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ระยะเวลาก่อตัวของเอ็มทีเอนานขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เป็นไปในทางเดียวกับผลการศึกษาที่พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอที่ปนเปื้อนเลือดมีระยะเวลาก่อตัวที่แตกต่างกับเมื่อไม่ปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ

ไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่พัฒนาคุณสมบัติให้ระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น ในส่วนผงของไบโอเดนตินมีแคลเซียมคาร์บอเนตที่จะช่วยเป็นแกนกลางสำหรับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตทำให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันเร็วขึ้น²⁸ รวมถึงในส่วนน้ำมีแคลเซียมคลอไรด์ที่สามารถแพร่เข้าไปในรูพรุนของวัสดุและเร่งปฏิกิริยาไฮเดรชันนำไปสู่การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์อย่างรวดเร็ว อีกทั้งยังมีโพลิเมอร์ที่ละลายน้ำได้ซึ่งจะช่วยให้อนุภาคผงกระจายตัวได้ลักษณะผสมและลดปริมาณของน้ำที่ใช้ในปฏิกิริยา ทำให้วัสดุมีรูพรุนน้อย ลดการซึมผ่านและช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับไบโอเดนติน²⁹ ด้วยส่วนประกอบดังกล่าวทำให้ไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น จึงลดผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดเนื่องจากการก่อตัวค่อนข้างเร็ว¹⁹ ส่วนเรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เนื่องจากประกอบไปด้วยอนุภาคขนาดเล็กที่ขอบน้ำ และองค์ประกอบส่วนใหญ่เป็นแคลเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 68-80⁹ จึงเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับส่วนเหลว และมีสารที่บ่งชี้คือเซอร์โคเนียมออกไซด์ช่วยเป็นแกนกลางในการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันในช่วงแรก³⁰ ทำให้เกิดปฏิกิริยาได้เร็วขึ้นจึงมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เรโทรเอ็มทีเอได้รับผลกระทบน้อยเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดเนื่องจาก

เริ่มเกิดปฏิกิริยาไฮดรชันอย่างรวดเร็วที่บริเวณขอบนอกสุดของพื้นผิว ทำให้พื้นผิวค่อย ๆ แข็งตัว ลดการซึมผ่านของเลือดเข้าสู่บริเวณอนุภาคด้านในของเรโทรเอ็มทีเอ⁹ จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าการปนเปื้อนเลือดจะมีผลต่อปฏิกิริยาไฮดรชันซึ่งเป็นปฏิกิริยาหลักในการก่อตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดจึงทำให้วัสดุมีระยะเวลาก่อตัวนานขึ้น และวัสดุที่ก่อตัวเร็วจะได้รับผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดน้อยกว่า

ความต้านทานการชะล้างเป็นคุณสมบัติที่สำคัญเนื่องจากการถูกชะล้างจะส่งผลกระทบต่อความแนบสนิทระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน¹⁸ ผลการศึกษาพบว่า การปนเปื้อนเลือดมีผลต่อร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อปนเปื้อนเลือดโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างสูงกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งหลังผสมวัสดุทั้งสองมีลักษณะพื้นผิวคล้ายทรายเปียกน้ำ³¹ แต่เรโทรเอ็มทีเอมีรูพรุนมากกว่าและอนุภาคนาแน่นน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ³² ทำให้เซลล์และโปรตีนในเลือดเข้าไปแทรกระหว่างอนุภาคของซีเมนต์และรูพรุนภายในวัสดุที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ได้มาก²¹ เรโทรเอ็มทีเอจึงหลุดจากกันได้ง่ายกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ อีกทั้งในการศึกษานี้จำลองให้วัสดุเกิดการสัมผัสกับเลือดและน้ำที่ชะลงมาในช่วงที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ เป็นผลให้วัสดุได้รับปริมาณน้ำและความชื้นที่มากเกินไปเกินความต้องการในการก่อตัว เกิดเป็นรูพรุนขนาดเล็กแทรกอยู่ทั่วไประหว่างอนุภาคของวัสดุ³³ สอดคล้องกับ Kim และคณะ³⁴ พบว่าเมื่อแช่วัสดุในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (Simulated body fluid) ทำให้วัสดุได้รับความชื้นมากเกินไป มีผลต่อการก่อตัวของไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอ อีกทั้งยังส่งผลให้ไบโอเดนตินแยกออกจากเนื้อฟันได้มาก แต่จากการศึกษานี้พบว่าเมื่อไบโอเดนตินปนเปื้อนเลือดจะมีวัสดุถูกชะล้างออกไปได้น้อยลง อาจเนื่องมาจากไบโอเดนตินหลังผสมลักษณะพื้นผิวเรียบลื่น มีแรงดึงดูดและรูพรุนน้อย⁹ รวมไปถึงไบโอเดนตินมีส่วนประกอบของสารลดแรงตึงผิว เป็นการเพิ่มพลังงานพื้นผิว (Surface energy) จึงมีความสามารถในการไหลแผ่และเกาะเป็นกลุ่มก้อนมาก³⁵ ทำให้เลือดแทรกซึมเข้าไปในเนื้อวัสดุได้น้อยคล้ายกับเลือดเพียงแค่เคลือบพื้นผิวของวัสดุไว้ เมื่อมีการชะของน้ำทำให้เลือดที่เคลือบเป็นชั้นฟิล์มบาง ๆ ด้านนอกหลุดออกก่อน จึงมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง แสดงถึงไบโอเดนตินมีความต้านทานการชะล้างเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับขณะไม่มีการปนเปื้อนเลือด

การศึกษานี้ประเมินความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing โดยดัดแปลงบางส่วนจากการศึกษา

ของ Formosa และคณะ¹⁸ ซึ่งมีการควบคุมอัตราเร็วในการไหลของน้ำให้เท่ากันในทุกครั้งของการทดสอบ ใช้การประเมินผลในเชิงปริมาณ โดยชั่งน้ำหนักวัสดุที่เหลืออยู่ในแม่พิมพ์เพื่อคำนวณน้ำหนักวัสดุที่ถูกชะล้างออกไปสามารถลดอคติในงานวิจัยได้ เมื่อเปรียบเทียบร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างในสถานะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด พบว่าไบโอเดนตินมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุด แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ผลสอดคล้องกับการศึกษาของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินถูกชะล้างออกไปมากที่สุดแม้จะทดสอบค่าความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Drop method ซึ่งแตกต่างกัน เนื่องจากส่วนประกอบที่เป็นโพลิเมอร์ของไบโอเดนตินและคุณสมบัติลดแรงตึงผิวทำให้อนุภาคของซีเมนต์กระจายตัวกัน เมื่อไบโอเดนตินได้รับน้ำจากภายนอกจึงเกิดการละลายและหลุดออกจากแม่พิมพ์ได้มาก^{8,36} ส่วนค่าความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอต่างจากการศึกษาของ Porter และคณะ³⁷ ซึ่งพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุด คิดเป็นร้อยละ 80-100 ซึ่งวิเคราะห์ผลจากรูปถ่ายพื้นผิววัสดุที่กำลังขยาย 10 เท่า แล้วประเมินปริมาณวัสดุที่ถูกชะล้างไปจากขอบของแม่พิมพ์ ให้คะแนนความสมบูรณ์บริเวณขอบ (Marginal integrity) ซึ่งใช้วิธีวิเคราะห์ที่แตกต่างกับการศึกษานี้ จึงอาจเป็นสาเหตุให้มีผลการศึกษาดังกล่าว ส่วนค่าความต้านทานการชะล้างของเรโทรเอ็มทีเอยังไม่สามารถเปรียบเทียบกับการศึกษาอื่นได้ เนื่องจากไม่พบการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างของเรโทรเอ็มทีเอ

การศึกษานี้ทดสอบความต้านทานการชะล้างในขณะวัสดุทั้งสามชนิดยังไม่ก่อตัว ดังนั้นแรงหลักที่ยึดวัสดุผสมใหม่ให้เชื่อมกันคือแรงยึดกันระหว่างอนุภาค (Cohesive force) เนื่องจากยังไม่เกิดโครงสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของวัสดุ¹⁸ ขนาดอนุภาคของวัสดุจึงเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการถูกชะล้างของวัสดุ โดยวัสดุที่มีอนุภาคเล็กจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสมาก เกิดแรงยึดกันระหว่างอนุภาคมากขึ้น¹⁸ Park และคณะ³⁸ พบว่าอนุภาคส่วนใหญ่ของไบโอเดนติน เรโทรเอ็มทีเอ และโปรรูทเอ็มทีเอ มีขนาดเล็กกว่า 7.27 ไมโครเมตร 19.93 ไมโครเมตร และ 20.33 ไมโครเมตรตามลำดับ ถึงแม้ว่าไบโอเดนตินจะมีขนาดอนุภาคเล็กกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ แต่ไบโอเดนตินมีโพลิเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้เป็นองค์ประกอบเป็นผลให้ถูกชะล้างออกไปได้มาก ไบโอเดนตินจึงมีความต้านทานการชะล้างต่ำ ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ

มีร้อยละที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องจากมีขนาดอนุภาคใกล้เคียงกัน จึงมีแรงยึดระหว่างอนุภาคไม่แตกต่างกัน ส่งผลให้มีความต้านทานการชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าการถูกชะล้างของวัสดุไม่ได้สัมพันธ์กับระยะเวลาการก่อตัวเพียงอย่างเดียว สอดคล้องไปกับการศึกษาของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินถูกชะล้างออกไปมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium silicate) และไบโอแอกริกเกต (Bioaggregate) แม้ว่าไบโอเดนตินจะมีระยะเวลาการก่อตัวสั้นที่สุดก็ตาม ดังนั้นความต้านทานการชะล้างอาจขึ้นอยู่กับขนาดอนุภาค องค์ประกอบของวัสดุ รวมไปถึงลักษณะพื้นผิวของวัสดุร่วมด้วย

การศึกษานี้เป็นการจำลองสภาวะการปนเปื้อนเลือดของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดเพื่อศึกษาระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้าง อย่างไรก็ตามการเลือกใช้งานวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในทางคลินิกยังต้องประเมินถึงคุณสมบัติอื่นเพิ่มเติมด้วย เช่น ความทนแรงอัด ความต้านทานการหลุดออก และความสามารถในการผนึกของวัสดุเป็นต้น ร่วมกับหลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดให้ได้มากที่สุด เพื่อคงคุณสมบัติที่ดีของวัสดุไว้

บทสรุป

ภายใต้การศึกษานี้พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวนานที่สุดในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด แตกต่างกับไบโอเดนตินและเรโทรเรียมที่เออย่างมีนัยสำคัญ โดยการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ในส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดและมีค่าลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ซึ่งการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเรียมที่เอมีความต้านทานการชะล้างลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไบโอเดนตินมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดขณะไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

เอกสารอ้างอิง

1. Torabinejad M, Watson TF, Ford TRP. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. J Endod 1993;19(12):591-5.
2. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an *in vitro* comparative study. J Endod 2012;38(2):245-9.
3. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An *in vitro* study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. Head Face Med 2015;11(16):1-8.
4. Che JL, Kim JH, Kim SM, Choi Nk, Moon HJ, Hwang MJ, et al. Comparison of setting time, compressive strength, solubility, and pH of four kinds of MTA. Korean J Dent Mater 2016;43(1):61-72.
5. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials?. Endod Topics 2015;32(1):47-85.
6. Wang X, Chen L, Xiang H, Ye J. Influence of anti-washout agents on the rheological properties and injectability of a calcium phosphate cement. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;81(2):410-8.
7. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. Endod Topics 2015;32(1):3-30.
8. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. Dent Mater 2013;29(2):e20-8.
9. Song M, Yue W, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim JW, et al. The effect of human blood on the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. Clin Oral Investig 2016;20(8):1997-2005.
10. Abedi HR, Ingle JJ. Mineral trioxide aggregate: a review of a new cement. J Calif Dent Assoc 1995;23(12):36-9.
11. Nekoofer MH, Stone DF, Dummer PMH. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. Int Endod J 2010;43(9):782-91.

12. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod* 2013;39(8):1071-2.
13. Alhodiry W, Lyons MF, Chadwick RG. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2014;22(1):20-3.
14. Kim Y, Lee CY, Kim E, Jung IY. Failure of orthograde MTA filling: MTA wash-out? *J Kor Acad Cons Dent* 2011;36(6):510-4.
15. Choi Y, Park SJ, Lee SH, Hwang YC, Yu MK, Min KS. Biological effects and washout resistance of a newly developed fast-setting pozzolan cement. *J Endod* 2013;39(4):467-72.
16. Kim Y, Kim S, Shin YS, Jung IY, Lee SJ. Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *J Endod* 2012;38(4):536-40.
17. Bolhari B, Nekoofar MH, Sharifian M, Ghabrai S, Meraji N, Dummer PMH. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod* 2014;40(3):432-5.
18. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. A quantitative method for determining the antiwashout characteristics of cement-based dental materials including mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2012;46(2):179-86.
19. Sheykhrezae MS, Meraji N, Ghanbari F, Nekoofar MH, Bolhari B, Dummer PMH. Effect of blood contamination on the compressive strength of three calcium silicate-based cements. *Aust Endod J* 2018; 44(3):255-9.
20. International Organization for Standardization. ISO 9917-1: Dentistry-water-based cements-part 1: powder/ liquid acid-base cements. Geneva, Switzerland: ISO copyright office; 2007
21. Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, et al. Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(6): e39-45.
22. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PMH. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2011;44(11):1011-8.
23. Markezan FK, Kopper PMP, Dullius AIDS, Ardenghi DM, Grazziotin-Soares R. Effect of blood contamination on the push-out bond strength of calcium silicate cements. *Braz Dent J* 2018;29(2):189-94.
24. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007;40(6):462-70.
25. Thanavibul N, Panichuttra A, Ratisoontorn C. Effects of blood contamination on apatite formation, pH and ion release of three calcium silicate-based materials. *J Dent Assoc Thai* 2019;63(9):324-33.
26. Clawvuthinan A, Piyachon C, Dumrongvute K. Effect of blood contamination on dislodgment resistance of three calcium silicate cements in furcation perforation models. *Khon Kaen Dent J.* 2023;26(3):27-36.
27. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008;41(5):408-17.
28. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J* 2013; 46(7):632-41.
29. Lucas CdPTP, Viapiana R, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M. Physicochemical properties and dentin bond strength of a tricalcium silicate-based retrograde material. *Braz Dent J* 2017;28(1):51-6.
30. Li Q, Deacon AD, Coleman NJ. The impact of zirconium oxide nanoparticles on the hydration chemistry and biocompatibility of white Portland cement. *Dent Mater J* 2013;32(5):2013-113.

31. Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *Int Endod J* 2010;43(12): 1069-76.
32. Kim SY, Kim HC, Shin SJ, Kim E. Comparison of gap volume after retrofilling using 4 different filling materials: evaluation by micro-computed tomography. *J Endod* 2018;44(4):635-8.
33. Wanpia B, Sakdee J, Wimonchit S. Marginal adaptation of two calcium silicate cements after blood contamination in retrograde filling models. *SWU Dent J* 2022;15(2):39-52.
34. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent* 2015;43(2):241-7.
35. Qaiser S, Hegde MN, Devadiga D, Yelapure M. Root dentin surface activation to improve bioceramic bonding: A scanning electron microscopic study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2020;14(2):117-23.
36. Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Bosso-Martelo R, Chavez-Andrade GM, Filho MT. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *J Appl Oral Sci* 2018;26:e20170465.
37. Porter ML, Bertó A, Primus CM, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod* 2010;36(3):524-8.
38. Park Y, Kang JH, Seo H, Song HJ. Effect of compositional variation of dental MTA cements on setting time. *Korean J Dent Mater* 2021;48(2):99-118.

ผู้ประพันธ์บทความ

กุลนันท์ ดำรงวุฒิ

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110

โทรศัพท์ : 086 623 6527

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : kunlanun_d@hotmail.com

The Effect of Blood Contamination on Setting Time and Washout Resistance of Three Calcium Silicate Cements

Thanuk P¹ Sakdee J¹ Dumrongvute K^{1,*}

Research Article

Abstract

The objective of this study was to compare the effect of blood contamination on the setting time and washout resistance of three types of calcium silicate cements including ProRoot MTA, Biodentine, and RetroMTA. Each type was divided into two groups consisting of the blood-contaminated group and the uncontaminated group. The blood-contaminated group, blood was coated inside of the mold and the material was put into the mold. Then, blood was coated on the surface of the material and the specimen was wrapped by the moist gauze. For the blood-uncontaminated group, after putting the material into the mold, it was wrapped by the moist gauze until each material reached initial setting time. Thereafter, the setting time was determined using a universal testing machine until the indenter failed to create a completely circular impression on the surface. In addition, the washout resistance was assessed through metered spray testing, with the subsequent calculation of the percentage of material washed out and analyzed data using two-way ANOVA and post-hoc Sidak test. The results showed that the setting time of all three materials had a significant increase under blood-contaminated conditions. ProRootMTA had the highest setting time which was significantly higher than Biodentine and RetroMTA in both conditions. The washout resistance test demonstrated significant changes in the average washout percentage for all three tested materials under conditions of blood contamination. This study concludes that blood contamination notably increased the setting time across all materials. Regarding washout resistance, a marked difference was observed under both conditions. ProRootMTA exhibited the greatest washout resistance, which diminished upon contamination with blood. In contrast, Biodentine demonstrated the lowest washout resistance in the absence of blood contamination, however the resistance increased when contaminated with blood.

Keywords: Blood contamination/ Setting time/ Washout resistance/ ProRootMTA/ Biodentine/ RetroMTA/ Calcium silicate cement

Corresponding Author

Kunlanun Dumrongvute

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,

Wattana, Bangkok 10110.

Tel. : +66 6 623 6527

Email : kunlanun_d@hotmail.com

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

* Corresponding Author

การเปรียบเทียบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์เอ็มทีแอลแอลเพลทินัมชนิดเคลือบผิวด้วยนาโนเซรามิกและไม่เคลือบผิวด้วยนาโนเซรามิกหลังจากแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์

มลฤทัย อินทรนนท์วิไล¹ ศิริกุล วานาไพศาล^{1,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์เอ็มทีแอลแอลเพลทินัมรุ่น 2018 กับไฟล์เอ็มทีแอลแอลเพลทินัมรุ่น 2020 ซึ่งมีการพัฒนาคุณสมบัติของไฟล์ด้วยการเคลือบผิวด้วยสารนาโนเซรามิก หลังจากแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ โดยการศึกษาทำในคลองรากฟันจำลอง ใช้ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องทั้งหมด 48 ตัว แบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 12 ตัว ดังนี้ กลุ่มที่ 1 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2018 ที่ไม่ได้แช่น้ำยาจำลองคลองรากฟัน กลุ่มที่ 2 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2018 ที่ผ่านการแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 15 นาที กลุ่มที่ 3 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2020 ที่ไม่ได้แช่น้ำยาจำลองคลองรากฟัน และกลุ่มที่ 4 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2020 ที่ผ่านการแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 15 นาที ความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบพิจารณาจากจำนวนรอบของการหมุนของเครื่องมือในคลองรากฟันจำลองก่อนเครื่องมือหัก ทำการบันทึกข้อมูลและนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีทางสถิติ Independent t-test ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 จากผลการทดลองพบว่า ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2020 ทั้งกลุ่มที่แช่และไม่ได้แช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์มีค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักมากกว่าไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลเพลทินัม 2018 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักในไฟล์รุ่นเดียวกันทั้งกลุ่มที่แช่และไม่ได้แช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์พบว่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำใบ้รหัส: ความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ/ นาโนเซรามิก/ โซเดียมไฮโปคลอไรต์/ ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่อง

Received: Sep 07, 2023

Revised: Apr 02, 2024

Accepted: Apr 09, 2024

บทนำ

วัตถุประสงค์ของการเตรียมคลองรากฟันคือการกำจัดสิ่งระคายเคืองภายในคลองรากฟัน ทำให้คลองรากฟันมีรูปร่างที่เอื้อต่อการทำความสะอาดและการอุดคลองรากฟัน ทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ การขยายคลองรากฟันด้วยไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายจากข้อดีในด้านการคงรูปร่างคลองรากฟันเดิม ลดการเกิดข้อผิดพลาดจากการเตรียมคลองรากฟัน รวมถึงลดระยะเวลาในการทำงาน¹ แต่ปัญหาที่สำคัญของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมคือการหักของไฟล์ โดยการหักของไฟล์สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ การหักเนื่องจากการล้าจากการหมุนรอบ (Cyclic Fatigue Failure) และการหักจากการบิด (Torsional Failure)² การหักเนื่องจากการล้าจากการหมุนรอบ

ของไฟล์เกิดจากการที่เครื่องมือหมุนอย่างอิสระในคลองรากฟันที่โค้งซึ่งทำให้เกิดแรงอัด (Compression) และความเค้นดึง (Tensile Stress) กระทำซ้ำๆ กับไฟล์และถูกสะสมจนกระทั่งหัก ส่วนการหักจากการบิดจะเกิดเมื่อบริเวณส่วนปลายหรือบางส่วนของไฟล์ติดอยู่ในคลองรากฟันในขณะที่ด้ามกรวยยังคงหมุนอยู่อย่างต่อเนื่องจนเกินขีดจำกัดความยืดหยุ่นของโลหะ (Elastic Limit) และเกิดการเปลี่ยนรูปแบบพลาสติก (Plastic Deformation) การหักเนื่องจากการล้าของโลหะจากการหมุนรอบเป็นปัจจัยสำคัญในการหักของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมที่ใช้ในทางคลินิก³ ปัจจัยที่ส่งผลต่อการหักของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมที่เกิดจากการล้าจากการหมุนรอบ ได้แก่ การออกแบบรูปร่างและหน้าตัดของเครื่องมือ การเคลื่อนที่

¹ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพมหานครบุรี กรุงเทพฯ

^{*} ผู้ประพันธ์บทความ

ของเครื่องมือ ลำดับของเครื่องมือที่ใช้ รูปร่างของคลองรากฟัน และกระบวนการผลิตเครื่องมือ เช่น การปรับสภาพพื้นผิว (Surface Treatment) และการผ่านกรรมวิธีทางความร้อน (Heat Treatment)⁴

การล้างคลองฟันด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ (Sodium Hypochlorite) เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่พบว่าอาจมีผลต่อการล้างของโลหะจากการหมุนรอบ^{5,6,7} Busslinger และคณะ⁸ พบการสึกกร่อน (Corrosion) ของไฟลีนิกเกิลไทเทเนียมที่แช่ด้วยสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 5 เป็นเวลา 30 และ 60 นาที สอดคล้องกับการศึกษาของ Topuz และคณะ⁹ ซึ่งพบว่า การแช่ไฟลีนิกเกิล (RaCe, FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 5 นาที มีผลทำให้เกิดลักษณะของการสึกกร่อนที่พื้นผิวของเครื่องมือส่วนปลายในระดับ 3 มิลลิเมตรและส่งผลต่อการหักและประสิทธิภาพในการตัดของไฟลีนิกเกิล โซเดียมไฮโปคลอไรต์ที่ความเข้มข้นต่ำที่ร้อยละ 1 และร้อยละ 2.5 ซึ่งเป็นความเข้มข้นที่นิยมใช้พบว่าไม่มีผลต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ^{9,10}

คุณสมบัติต้านทานการสึกกร่อนของโลหะนิเกิลไททาเนียมเกิดจากการสร้างชั้นบาง ๆ ของไททาเนียมไดออกไซด์ (Titanium Dioxide; TiO_2) บนพื้นผิวของโลหะ แต่ขณะเดียวกันจะมีการสร้างสารประกอบเชิงโลหะ (Intermetallic Compound) อื่นเกิดขึ้นด้วย สารประกอบเหล่านี้จะทำให้พื้นผิวบริเวณนั้นเป็นจุดสะสมความเค้นและจุดเริ่มของการเกิดรอยร้าว จึงมีความพยายามพัฒนาคุณสมบัติโดยการปรับสภาพพื้นผิวของวัสดุอย่างต่อเนื่อง¹¹

วัสดุนาโน (Nanomaterials) คือวัสดุที่ผ่านการสังเคราะห์โดยการดัดแปลงการจัดเรียงตัวของอะตอมหรือโมเลกุลให้มีขนาดอยู่ในช่วง 0.1-100 นาโนเมตร เมื่อจำแนกประเภทตามระบบการจัดเรียงโครงสร้างและพันธะภายในจะจัดแบ่งได้เป็น 4 ชนิดได้แก่ โลหะ เซรามิก พอลิเมอร์และคอมโพสิต สำหรับการเคลือบผิวโลหะด้วยอนุภาคนาโน (Nanoparticle Coating) เป็นรูปแบบหนึ่งของการปรับปรุงคุณสมบัติของเครื่องมือโดยการปรับสภาพพื้นผิวด้วยและทำให้วัสดุนั้นมีคุณสมบัติที่พัฒนาขึ้นตามลักษณะของสารที่นำมาเคลือบ เช่น การเคลือบผิวไฟลีนิกเกิลไททาเนียมด้วยอนุภาคโคบอลต์ (Cobalt) และทังสเตนไดซัลไฟด์ (Tungsten Disulfide) จะช่วยลดแรงเสียดสีของโลหะภายในคลองราก

ฟันและเพิ่มความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบได้^{12,13} จากการศึกษาของ Aun และคณะ¹⁴ พบว่าการเคลือบผิวของเครื่องมือด้วยนาโนไททาเนียมออกไซด์ ซึ่งจัดเป็นวัสดุนาโนโลหะ (Nanometallic Materials) สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการตัดและต้านทานการหักซึ่งเกิดจากการกัดกร่อนของไฟลีนิกเกิล ขนาด 30/04 ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ได้ วัสดุนาโนเซรามิก เป็นสารอนินทรีย์ประกอบด้วยออกไซด์ ไนไตรด์ คาร์ไบด์ของโลหะ เมื่อแบ่งตามพันธะปฐมภูมิที่ยึดเหนี่ยวกัน แบ่งได้เป็นชนิดพันธะไอออนิก (Ionic bond) เช่น นาโนซิลิกา (Nano-Silica) นาโนซิงค์ออกไซด์ (Nano-ZnO) นาโนอะลูมินา (Nano-Alumina) และพันธะโควาเลนต์ (Covalent bond) ได้แก่ ฟูลเลอรีน (Fullerene) ท่อนาโนคาร์บอน (Carbon nanotube, CNT) เป็นต้น¹⁵

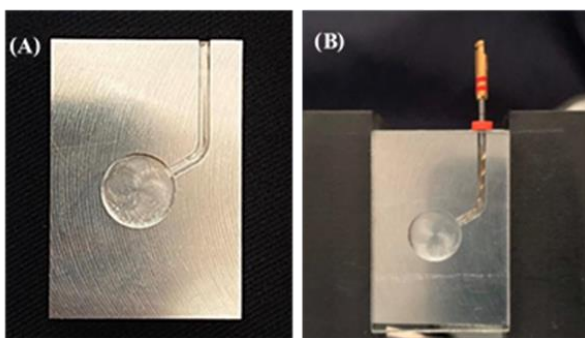
สำหรับไฟลีนิกเกิลเอ็มทีแอลแพลทินัม 2018 (M3-L Platinum 2018, United Dental Group, Changzhou, China) ผลิตจากโลหะชนิดเอ็มไวร์ (M-wire) ซึ่งใช้กระบวนการความร้อนเข้าไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของโลหะนิเกิลไทเทเนียม ตัวไฟลีนิกเกิลไม่มีส่วนคมที่บริเวณปลายเครื่องมือ (Non-cutting tip) หน้าที่เป็นรูปตัวเอสที่มีระนาบแบน (Flat-sided S-shaped) เพื่อลดการดึงเครื่องมือเข้าสู่คลองรากฟัน (Screw-In Effect) และเพิ่มความสามารถในการกำจัดเศษเนื้อฟันที่สะสมในคลองรากฟัน ต่อมาบริษัทได้พัฒนาเอ็มทีแอลแพลทินัม 2020 ออกมาทดแทนรุ่นเดิม ซึ่งมีลักษณะเหมือนกับไฟลีนิกเกิลเอ็มทีแอลแพลทินัม 2018 ทุกประการ แต่มีการเคลือบบนผิวของเครื่องมือด้วยสารนาโนเซรามิกเฉพาะของทางบริษัท (Patent Nanoceramic Layer) ในปัจจุบันไฟลีนิกเกิลเอ็มทีแอลแพลทินัม 2020 ได้มีการเปลี่ยนชื่อผลิตภัณฑ์และเปลี่ยนบริษัทผู้ผลิตเป็นคอนเซ็ปท์วันพลัส (ConCept One Plus, Bondent Group, Changhai, China) โดยยังคงลักษณะและคุณสมบัติเดิมของไฟลีนิกเกิลทุกประการ ที่ผ่านมายังไม่พบงานวิจัยที่ศึกษาผลของการปรับสภาพผิวไฟลีนิกเกิลไทเทเนียมด้วยสารนาโนเซรามิกต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ แต่จากการปรับสภาพผิวลดโลหะนิเกิลไทเทเนียมในงานจัดฟันพบว่าจะป้องกันการเกิดรอยร้าวในโลหะ ทนทานการกัดกร่อนและสามารถเพิ่มความต้านทานการแตกหักเนื่องจากความล้าได้¹⁶

การศึกษานี้จึงทำเพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟลีนิกเกิลเอ็มทีแอลแพลทินัมชนิดเคลือบด้วยนาโนเซรามิกและชนิดที่ไม่เคลือบด้วยนาโนเซรามิก หลังจากแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมคลองรากฟันจำลอง

คลองรากฟันจำลองทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม มีความยาว 60 องศา รัศมีความโค้ง 3 มิลลิเมตร ความยาว 19 มิลลิเมตร และความกว้าง 1.5 มิลลิเมตร มีจุดกึ่งกลางส่วนโค้งอยู่ห่างจากปลายคลองรากฟันจำลอง 6 มิลลิเมตร โดยเข้าหล่นนี้จะปิดด้านหน้าด้วยอะคริลิกใสเพื่อให้มองเห็นการหมุนและการหักของไฟล์และป้องกันเครื่องมือขยายคลองรากฟันหลุดออกจากแนวคลองรากฟันจำลอง (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 (A) คลองรากฟันจำลองที่ใช้ในการทดลอง
(B) การจัดตำแหน่งไฟล์ในคลองรากฟันจำลอง
Figure 1 (A) Artificial root canal used in the experiment
(B) File positioning in an artificial root canal

การเตรียมเครื่องมือที่ใช้ทดสอบ

การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ กำหนดขนาดตัวอย่างโดยใช้โปรแกรมจีพาวเวอร์ (G*Power Version 3.1.9.2, Faul, Erdfelder, Lang & Buchner, 2007) โดยกำหนดค่าขนาดอิทธิพล (Effect Size) จากการศึกษาของ Elnaghy และ Elsaka¹⁷ และจากการศึกษานำร่อง (Pilot Study) ได้จำนวนไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องทั้งหมด 48 ตัว แบ่งออกเป็นไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2018 ขนาด 25/04 จำนวน 24 ตัว และไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2020 ขนาด 25/04 จำนวน 24 ตัว โดยไฟล์ทุกตัวจะถูกตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ (Stereo Microscope, SZ61, Olympus, Tokyo, Japan) กำลังขยาย 30 เท่า เพื่อดูว่าเครื่องมือไม่มีความผิดปกติใดๆบนผิวไฟล์ เช่น การเสียรูปทรง รอยบิ่น เป็นต้น หากตรวจพบจะคัดไฟล์นั้นออกแล้วเปลี่ยนเป็นไฟล์ชิ้นใหม่มาทดแทนจนครบจำนวน ทำการทดลองโดยแบ่งไฟล์ออกเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2018 ที่ไม่ได้แช่ในน้ำยาล้างคลองรากฟัน จำนวน 12 ตัว

กลุ่มที่ 2 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2018 ที่ผ่านการแช่ด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ (Sodium Hypochlorite 5.25%, PM, Pathumthani, Thailand) ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เฉพาะส่วนทำงาน (Working Part) เป็นเวลา 15 นาที จำนวน 12 ตัว

กลุ่มที่ 3 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2020 ที่ไม่ได้แช่ในน้ำยาล้างคลองรากฟัน จำนวน 12 ตัว

กลุ่มที่ 4 ไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2020 ที่ผ่านการแช่ด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เฉพาะส่วนทำงานเป็นเวลา 15 นาที จำนวน 12 ตัว

การทดสอบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ

จัดตำแหน่งไฟล์ในคลองรากฟันจำลอง โดยให้จุดโค้งของเครื่องมืออยู่ที่ 6 มิลลิเมตร จากปลายเครื่องมือ หมุนด้วยเครื่องมือมอเตอร์ไฟฟ้าวัดนับเบิลูชิลเวอร์ (VDW Silver Reciproc, VDW, Munich, Germany) ความเร็วรอบในการหมุนครั้งที่ 500 รอบต่อนาที แรงบิด 2.0 นิวตันเซนติเมตร ตามที่ผู้ผลิตแนะนำ ใช้สารกลีเซอริน (F001VG Glycerine, KC, Bangkok, Thailand) ปริมาณเล็กน้อยเป็นสารหล่อลื่น บันทึกการทดลองด้วยกล้องถ่ายภาพดิจิทัล ตั้งค่าเป็นวิดีโอแบบบันทึกเวลาตั้งแต่ไฟล์เริ่มหมุนจนกระทั่งหัก นำเวลาที่ได้นำมาคำนวณหาจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก (NCF; Number of Cycle to Failure) นำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีทางสถิติด้วยโปรแกรม SPSS (IBM SPSS version 20.0, IBM Corp, New York, USA) พบว่าการแจกแจงปกติจึงเปรียบเทียบความแตกต่างทั้งสองกลุ่มด้วยสถิติ Independent t-test ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

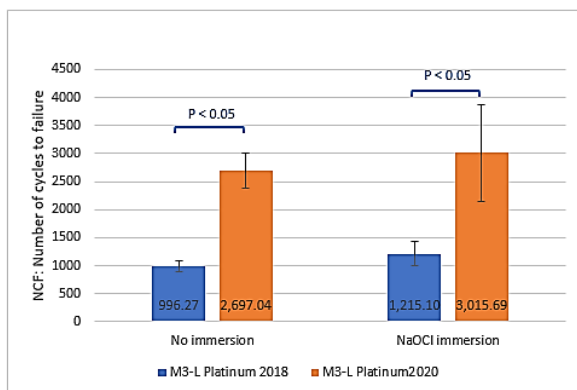
ผล

ค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviations) ของจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก (รูปที่ 2) เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2018 กับไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2020 กลุ่มที่แช่ด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 15 นาที พบว่าไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแอลแพลทินัม 2020 ที่แช่ด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ มีจำนวนรอบเฉลี่ยในการหมุนจนกระทั่งหักมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) เช่นเดียวกับไฟล์

กลุ่มที่ไม่ได้แช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์ พบว่าไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแพลทินัม 2020 มีจำนวนรอบเฉลี่ยในการหมุนจนกระทั่งไฟล์หักมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

เมื่อศึกษาผลของน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์โดยเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักในไฟล์รุ่นเดียวกันที่แช่และไม่ได้แช่น้ำยาพบว่าแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ทำการตรวจสอบลักษณะการหักของไฟล์โดยการวัดความยาวจากปลายไฟล์จนถึงจุดที่มีการหักพบว่าตรงกับตำแหน่งจุดแนวโค้งของคลองรากฟันจำลอง โดยไม่พบการคลายเกลียวที่ตำแหน่งอื่นแสดงให้เห็นว่าการหักของเครื่องมือเกิดจากการล้าจากการหมุนรอบ



รูปที่ 2 กราฟแท่งแสดงค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในแต่ละกลุ่ม

Figure 2 Bar graph represents mean number of cycles to failure, and standard deviation in each group.

บทวิจารณ์

การศึกษานี้เลือกวิธีการทดสอบความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบแบบอพลวัต (Static) ซึ่งจะไม่มีการขยับเครื่องมือขึ้นลงในขณะที่ไฟล์หมุนอย่างอิสระในแบบจำลองเหล็กกล้าไร้สนิม อ้างอิงจาก การทดลองของ Larsen และคณะ¹⁸ ในปี 2009 เพื่อที่จะสามารถกำหนดค่ารัศมีความโค้ง ค่ามุมความโค้ง และความกว้างของคลองรากฟันให้เท่ากัน แต่มีข้อจำกัดคือไม่สามารถจำลองสถานการณ์จริงทางคลินิกได้เนื่องจากแบบจำลองที่จะให้ผลใกล้เคียงกับทางคลินิกมากที่สุดคือการใช้ฟันธรรมชาติ อย่างไรก็ตามการทดลองนี้ไม่ได้

เลือกใช้ฟันธรรมชาติในการทดลอง เนื่องจากลักษณะคลองรากฟันของฟันธรรมชาติจะมีการเปลี่ยนแปลงไประหว่างการขยายคลองรากฟัน การศึกษานี้ทำการแช่เครื่องมือเฉพาะส่วนทำงานลงในสารละลายเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดการกัดกร่อนเนื่องจากความต่างศักย์ (Galvanic Corrosion) จากการที่ส่วนทำงานและส่วนก้าน (Shank) ของเครื่องมือเป็นโลหะต่างชนิดกันแช่อยู่ในน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์ซึ่งจัดเป็นสารละลายอิเล็กโทรไลต์¹⁹ และเลือกใช้กลีเซอรินเป็นสารหล่อลื่นเพื่อลดความร้อนที่เกิดจากแรงเสียดทาน ซึ่งสารดังกล่าวมีคุณสมบัติเป็นวัสดุเฉื่อย (Inert) ไม่ทำปฏิกิริยาจากการศึกษาพบว่ากลีเซอรินไม่มีผลต่อพื้นผิวและองค์ประกอบทางเคมีของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียม²⁰

โซเดียมไฮโปคลอไรด์เป็นน้ำยาล้างคลองรากฟันที่ใช้เป็นมาตรฐานในงานรักษาคอนกรีต และจะสัมผัสกับไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมตลอดเวลา เมื่อน้ำยาสัมผัสกับโลหะนิกเกิลไทเทเนียมจะทำให้เกิดการกัดกร่อนโลหะ โดยที่ประจุคลอไรด์ในน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์จะกำจัดส่วนที่เป็นโลหะนิกเกิลออกจากพื้นผิวจนเกิดเป็นรูพรุนขนาดเล็ก ซึ่งนำไปสู่รอยร้าวและเมื่อเครื่องมือได้รับแรงหมุนซ้ำๆ รอยร้าวนั้นจะมีการขยายขนาดและเชื่อมต่อกันจนกระทั่งส่วนที่เหลือไม่สามารถรับแรงได้จึงเกิดการหักของเครื่องมือ²¹ มีการศึกษาจำนวนมากระบุว่าพบลักษณะการสึกกร่อนบนพื้นผิวไฟล์หลังแช่ด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์^{8,9,22} โดยระยะเวลาที่แช่ในสารละลายจนกระทั่งมีผลต่อพื้นผิวเครื่องมือ มีการทดสอบตั้งแต่ 1 นาทีจนถึง 48 ชั่วโมง^{5,23} O'Hoy และคณะ²⁴ พบการสึกกร่อนที่พื้นผิวของเครื่องมือที่แช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 1 เป็นเวลา 18 ชั่วโมง ขณะที่การศึกษาของ Busslinger⁸ และการศึกษาของ Topuz⁹ พบการสึกกร่อนที่ส่งผลต่อการหักของเครื่องมือ หลังแช่ในโซเดียมไฮโปคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 30 นาที และ 5 นาที ตามลำดับ ขณะที่บางการศึกษา^{6,25} พบว่าการแช่ไฟล์ในสารละลายความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 60 นาที 10 นาที หรือ 5 นาที ส่วนไม่มีผลต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ การศึกษานี้จึงเลือกใช้ระยะเวลา 15 นาที เพื่อให้ครอบคลุมระยะเวลามากที่สุดที่เป็นไปได้ที่เครื่องมือหนึ่งชิ้น จะสัมผัสกับสารละลายในงานรักษาคอนกรีต โดยอ้างอิงจากการศึกษาของ Naveed และคณะ²⁶ ที่พบว่าเมื่อแช่ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดโปรแทเปอร์ (ProTaper, Dentsply Sirona Endodontics, York, USA) และเอ็มทู (Mtwo,

VDW GmBH, Munich, Germany) ในน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ ความเข้มข้นร้อยละ 3 เป็นเวลา 15 นาที จะทำให้พื้นผิวของไฟล์เกิดการสึกกร่อนและส่งผลให้ความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

การศึกษานี้ทำเพื่อประเมินความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียม ชนิดที่เคลือบด้วยนาโนเซรามิกและไม่เคลือบด้วยนาโนเซรามิก หลังจากแช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 พบว่าการแช่ไฟล์ในน้ำยาล้างคลองรากฟันโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นระยะเวลา 15 นาที ไม่มีผลต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมทั้งในกลุ่มเอมทรีแอลแพลทินัม 2018 และ 2020 สอดคล้องกับการศึกษาของ Cai และคณะ⁷ ซึ่งศึกษาในไฟล์ชนิดไฮฟเล็กซ์เอ็ม (HyFlex CM, Coltene Endo Inc, Ohio, USA) และ เอ็มทรี (M3, United Dental, Shanghai, China) และสอดคล้องกับการศึกษาของ Pedullà และคณะ²⁷ ซึ่งศึกษาในไฟล์ชนิดเวฟวัน (Wave One, Dentsply Tulsa Dental Specialties, Switzerland) และเรซิพรอก (Reciproc, VDW, Munich, Germany) โดยเครื่องมือขยายคลองรากฟันทั้งสองการศึกษาจัดอยู่ในเครื่องมือขยายคลองรากฟันนิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องมือที่สามที่มีการพัฒนาเครื่องมือด้วยกระบวนการทางความร้อนเช่นเดียวกับกลุ่มเอมทรีแอลแพลทินัมทั้งสองรุ่น ทั้งนี้สาเหตุอาจเนื่องมาจากระยะเวลาการสัมผัสกับน้ำยายังไม่นานเพียงพอที่จะทำให้ไฟล์ชนิดที่ผ่านการปรับพื้นผิวด้วยกระบวนการทางความร้อน เกิดการเปลี่ยนแปลงที่พื้นผิวจนส่งผลความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ²⁸ นอกจากนั้นหากการกัดกร่อนของเครื่องมือเกิดขึ้นในบริเวณอื่นนอกเหนือจากจุดที่มีความเค้นมากที่สุด ก็อาจจะไม่ส่งผลต่อค่าความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์ สำหรับการทดลองนี้เครื่องมือชนิดเดียวกัน กลุ่มที่แช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์มีแนวโน้มที่จะทำให้จำนวนรอบเฉลี่ยในการหมุนจนกระทั่งหักสูงขึ้นเล็กน้อยอย่างไม่มีนัยสำคัญ ซึ่งไม่สัมพันธ์กับหลักฐานที่พบจากการศึกษาอื่น กรณีดังกล่าวอาจเกิดจากการที่กลุ่มที่แช่ในสารละลายมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงกว่ากลุ่มที่ไม่ได้แช่ในสารละลาย ซึ่งอาจทำการแก้ไขโดยการเพิ่มจำนวนตัวอย่างในอนาคต

นอกจากนี้เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบกับการศึกษาทดลองก่อนหน้านี้ที่ทดสอบโดยใช้เครื่องมือขนาดเดียวกันกับการทดลองนี้ได้แก่ Peters และคณะ⁶ ศึกษาในไฟล์ชนิดโปรไฟล์

(ProFile, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) และเรซ ขนาด 25/04 เมื่อทำการแช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 เป็นเวลา 1 ชั่วโมงที่อุณหภูมิห้องพบว่าไม่มีผลต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบ ซึ่งเป็นไปในทางเดียวกันกับการศึกษานี้ แต่เมื่อเพิ่มอุณหภูมิเป็น 60 องศาเซลเซียส ค่าความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของเครื่องมือทั้งสองลดลงอย่างมีนัยสำคัญ Phuvoravan และคณะ²⁹ ทำการศึกษาในไฟล์ชนิดไฮฟเล็กซ์เอ็มขนาด 25/04 แช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส พบค่าความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบลดลงอย่างมีนัยสำคัญ โดยผลการศึกษาที่แตกต่างกันอาจเนื่องมาจากวิธีการทดลองที่ใช้ในการศึกษาที่แตกต่างกัน ได้แก่ อุณหภูมิที่ใช้และการเกิดการกัดกร่อนเนื่องจากความต่างศักย์เนื่องจากการแช่เครื่องมือทั้งชิ้นในสารละลาย

การปรับสภาพพื้นผิวของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมเป็นขั้นตอนที่ช่วยลดค่าหาค่าที่เกิดจากขั้นตอนการผลิต ทำให้พื้นผิวของเครื่องมือสมบูรณ์ขึ้น การศึกษานี้พบว่าเครื่องมือขยายคลองรากฟันแบบหมุนกลุ่มเอมทรีแอลแพลทินัม 2022 มีความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบมากกว่าเอมทรีแอลแพลทินัม 2018 อย่างมีนัยสำคัญ ทั้งในภาวะที่สัมผัสและไม่สัมผัสกับน้ำยาล้างคลองรากฟันโซเดียมไฮโปคลอไรต์ จึงมีความเป็นไปได้ว่าการปรับสภาพพื้นผิวโดยการเคลือบด้วยนาโนเซรามิก มีผลเพิ่มความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมได้จากคุณสมบัติของอนุภาคนาโนเซรามิกที่มีความแข็งแรงและอนุภาคยึดติดกับโลหะได้ดี³⁰ จากการศึกษาของ Lopes และคณะ¹⁶ ทำการเคลือบผิวของลวดโลหะนิกเกิลไทเทเนียมด้วยนาโนเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ นำมาศึกษาทั้งโครงสร้างกายภาพของพื้นผิว และทดสอบการดัดงอ (Bending Test) พบว่าสารดังกล่าวกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอบนพื้นผิว ลดข้อบกพร่องของโลหะ และสามารถเพิ่มความต้านทานการเกิดรอยร้าวได้ Naveh และคณะ¹³ ทำการเคลือบสารทังสเตนไดซัลไฟด์ที่มีโครงสร้างเหมือนฟูลเลอรีน (Fullerene-like Tungsten Disulfide; IF-WS2) บนผิวโลหะนิกเกิลไทเทเนียม พบว่าช่วยลดค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (Friction Coefficient) ได้ร้อยละ 66 ซึ่งทั้งสองการศึกษานี้ชี้ว่ามีโอกาสที่จะเพิ่มความต้านทานการล้าของโลหะนิกเกิลไทเทเนียมได้อย่างไรก็ด้วยการปรับปรุงคุณสมบัติไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมโดยการเคลือบผิวด้วยอนุภาคนิกเกิลยังจะต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

วิธีที่ใช้ในการศึกษานี้มีความแตกต่างจากการนำไปใช้จริงทางคลินิกค่อนข้างมาก แต่จะเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการพัฒนาคุณสมบัติของเครื่องมือ ปรับปรุงข้อด้อยในเรื่องของการหักของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องให้มีความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบเพิ่มมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมรุ่นดั้งเดิม อย่างไรก็ตามการเปรียบเทียบเครื่องมือควรพิจารณาในการศึกษาเดียวกันเนื่องจาก Hülsmann และคณะ³¹ พบว่าผลความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบแต่ละการศึกษามีความแตกต่างกันมาก มีความผันแปรทั้งในเรื่องความเข้มข้นของสารละลายที่ใช้ สารหล่อลื่นและอุณหภูมิขณะทดสอบ จึงทำให้ข้อมูลเปรียบเทียบกันได้ยาก และในอนาคตอาจมีการกำหนดการทดสอบที่เป็นมาตรฐานเพื่อให้สามารถนำผลมาเปรียบเทียบกันได้

สำหรับผลของน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ที่มีต่อพื้นผิวของเครื่องมือจนส่งผลให้เกิดการหักของไฟล์ และผลของการกัดกร่อนของเครื่องมือเนื่องจากความต่างศักย์ แม้ยังไม่มียารายงานชัดเจนว่ามีผลโดยตรงต่อการหักของเครื่องมือ แต่ในทางปฏิบัติควรยึดตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตอย่างเคร่งครัด ทั้งการตั้งค่าอุปกรณ์ จำนวนครั้งในการใช้เครื่องมือซ้ำ การดูแลรักษา และควรระมัดระวังในการแช่ไฟล์ทั้งชิ้นในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์หรือสารละลายไฮโดรไลต์อื่นเพื่อหวังผลในการทำความสะอาดเครื่องมือ

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่าไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแพลทินัมชนิดที่เคลือบผิวด้วยนาโนเซรามิกมีความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบมากกว่าไฟล์ชนิดเอ็มทีแอลแพลทินัมชนิดที่ไม่ได้เคลือบผิวด้วยนาโนเซรามิกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในกลุ่มที่แช่และไม่แช่น้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ และพบว่าน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 ไม่มีผลต่อความต้านทานการล้าจากการหมุนรอบของไฟล์เอ็มทีแอลแพลทินัมทั้งสองรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ศาสตราจารย์คลินิกเกียรติคุณ วิชา อัครวรฤทธิ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ให้คำปรึกษาให้งานสำเร็จลุล่วง และขอขอบคุณบริษัท ดีดีเอส อินโนเทค จำกัด ที่ให้ความอนุเคราะห์มอบเครื่องมือสนับสนุนงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent* 2001;14(5):324–33.
2. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161–5.
3. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722–5.
4. Tewari RK, Kapoor B, Kumar A, Mishra SK, Andrabi SM. Fracture of rotary nickel titanium instruments. *J Oral Res Rev* 2017;9(1):37–44.
5. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod* 2011;37(8):1139–42.
6. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2007;33(5):589–93.
7. Cai JJ, Tang XN, Ge JY. Effect of irrigation on surface roughness and fatigue resistance of controlled memory wire nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2017;50(7):718–24.
8. Busslinger A, Serner B, Barbakow F. Effects of NaOCl on nickel-titanium light speed instruments. *Int Endod J* 1998;31(4):290–4.
9. Topuz O, Aydin C, Uzun O, Inan U, Alacam T, Tunca YM. Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(5):661–5.
10. Häikel Y, Serfaty R, Wilson P. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24(11):731–5.

11. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2011;45(2):113–28.
12. Zakrzewski W, Dobrzyński M, Zawadzka-Knefel A, Lubojański A, Dobrzyński W, Janecki M, et al. Nanomaterials application in endodontics. *Materials* 2021;14(18):5296.
13. Samorodnitzky-Naveh G, Redlich M, Rapoport L, Feldman Y, Tenne R. Inorganic fullerene-like tungsten disulfide nanocoating for friction reduction of nickel-titanium alloys. *Nanomedicine* 2009;4(8):943–50.
14. Aun DP, Peixoto IF, Houmard M. Enhancement of NiTi superelastic endodontic instruments by TiO₂ coating. *Mater Sci Eng C* 2016;68:675–80.
15. Tangboriboon N. Introduction to Nanomaterials. [Internet]. Bangkok: Kasetsart University; 2008 [cited 2024 Jan 18]. Available from: <https://edufarm-sci.ku.ac.th/pluginfile.php/199747/course/overviewfiles/ตำราวัสดุนาโน%201213453-03-01.pdf>
16. Lopes N, Santos L, Buono V. Mechanical properties of nanoceramic zirconia coatings on NiTi orthodontic wires. *Adv Sci Technol Res J* 2016;97:147–52
17. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J* 2017;50(10):991–998.
18. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401–3.
19. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):693–9.
20. Abou El Nasr HM, Farid FM. Changes in root canal anatomy and NiTi instruments after the use of glycerine- or EDTA- based lubricants. *Egypt Dent J* 2013;59:2891–8.
21. Topcuoglu HS, Pala K, Akti A, Düzgün S, Topcuoglu G. Cyclic fatigue resistance of D-RaCe, ProTaper, and Mtwo nickel-titanium retreatment instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Clin Oral Investig* 2016;20(6):1175–9.
22. Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 1999;25(1):17–20.
23. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*. 1998;24(11):731–5.
24. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*. 2003;36(11):724–32.
25. Uslu G, Ozyurek T, Yilmaz K, Plotino G. Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. *J Endod* 2018;44(5):834–7.
26. Naveed N, Raj JD, Pradeep S. Effect of Irrigation on surface roughness and fatigue resistance of rotary NiTi files - An atomic force microscopic study. *Int J Dentistry Oral Sci* 2021;8(8):3723–28.
27. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J* 2013;46(2):155–9.
28. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(3):376–80.
29. Phuvoravan C, Yamyindee P, Chaichanawanich R. Cyclic fatigue resistance of hyflex CM after immersion in different root canal irrigants. *Khon Kaen Dent J* 2022;22(1):26–33.

30. Sasalawad S, Naik S, Shashibhushan K, Poornima P, Shivayogi M, Roshan N. Nanodentistry: The next big thing is small. Int J Contemp Dent Med Rev 2014; 2014:1-6.
31. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. Int Endod J 2019;52(10):1427-45.

ผู้ประพันธ์บรรณกิจ

ศิริกุล วนาไพศาล

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพธนบุรี

เขตทวีวัฒนา กรุงเทพฯ 10170

โทรศัพท์ : 086 544 9255

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : wanapaisarn.sw@gmail.com

Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of M3L-Platinum File with and without Nanoceramic Coating After Sodium Hypochlorite Immersion

Intaranonvilai M¹ Wanapaisarn S^{1,*}

Research Article

Abstract

The purpose of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of M3-L Platinum 2018 with M3-L Platinum 2020, which has improved the properties by nanoceramic coating after immersion in sodium hypochlorite. The study was conducted in a simulated root canal using a total of 48 nickel-titanium files divided into 4 groups (n=12) as follows: group 1 M3-L Platinum 2018 without immersion, group 2 M3-L Platinum 2018 immersion in 5.25% NaOCl for 15 minutes, group 3 M3-L Platinum 2020 without immersion, and group 4 M3-L Platinum 2020 immersion in 5.25% NaOCl for 15 minutes. Cyclic fatigue resistance was determined by the number of rotations prior to fracture in a simulated root canal. Data were recorded and analyzed using an Independent t-test at 95% confidence level. The results indicated that M3-L Platinum 2020 in both the immersed and non-immersed groups exhibited statistically significant higher number of cycles to failure than M3-L Platinum 2018. When comparing the mean number of cycles to failure between the same model, whether immersed or not immersed in sodium hypochlorite solution, no statistically significant difference was observed.

Key Words: Cyclic fatigue resistance/ Nanoceramic/ Sodium hypochlorite/ Nickel-Titanium rotary file

Corresponding Author

Sirikul Wanapaisarn

Department of Conservative Dentistry,

Faculty of Dentistry, Bangkok Thonburi University,

Thawi Watthana, Bangkok 10170.

Tel. : +66 86 544 9255

Email : wanapaisarn.sw@gmail.com

¹ Department of Conservative Dentistry, Faculty of Dentistry, Bangkok Thonburi University, Bangkok.

* Corresponding Author

The Penetrating Ability of Elastomeric Impression Materials in Simulated Model with Different Sulcular Widths

Manopphun S¹ Uasuwan P² Hovichitr W² Sosakul T² Arwatchanakan S^{2,*}

Research Article

Abstract

Vinylpolyethersiloxane (VPES) has been developed by combining features of polyether (PE) and polyvinylsiloxane (PVS). Therefore, the study regarding to penetrating ability of this new material in clinically simulated model is scarcely. The purpose of this laboratory study was to evaluate and compare the penetrating ability of VPES, Soft PE, Hydrophilic and Hydrophobic PVS in three different sulcular widths. One hundred forty-four impressions were made from simulated model of sulcular width 0.1, 0.2 and 0.4 mm with four elastomeric impression materials using double-mixed single impression technique. Each impression was sectioned longitudinally then determined the penetrating depth of each specimen by measuring microscope starting from finish line. The data obtained were analyzed by descriptive statistics and two-way ANOVA. There was a statistically significant interaction between the effects of sulcus widths and material types on penetrating ability. VPES and soft PE groups had been shown statistically significant greater penetration than that of PVS groups. While there were no differences between VPES group and soft PE group when sulcus wide 0.4 and 0.2 mm. However, at sulcular width 0.1 mm, VPES was significantly higher penetrating depth than other materials. In conclusions, the penetrating ability of impression materials in wide sulcus was greater than narrow sulcus. VPES had been revealed superior sulcus reproduction in all sulcular widths.

Keywords: Penetration/ Sulcular width/ Impression material/ Vinylpolyethersiloxane

Received: Dec 13, 2023

Revised: May 03, 2024

Accepted: May 07, 2024

Introduction

Fixed restoration of teeth that have extensive loss of cervical tooth structure such as in cases of root caries, cervical abrasion, existing subgingival margins of restorations, short abutment tooth and esthetics improvement in the anterior region are often indicated to place subgingival margin.¹ Margins of restoration or finish line of prepared tooth are one of the most important and may be considered the weakest points in the success of restoration. More often, it is unavoidable to restore the teeth with subgingival margin, even though subgingival placement of these margins may be harmful to periodontal health. Prevalence of subgingival finish lines can be found up to 80% especially in the distal surface of endodontically treated molar.² Impression taking of the subgingival margin is considered a clinical challenge because of the difficulty to access and inadequate moisture control from oral fluid.

In order to access preparation margin placed subgingivally, gingival retraction is required. Gingival retraction provides to control of gingival crevicular fluid and also keeps tooth surface dry which is an important consideration for hydrophobic materials.³ Among gingival retraction techniques, the use of impregnated retraction cord is the most popular method.⁴ Although cords packing into gingival sulcus may cause minor trauma to sulcular epithelium and time consuming, wider sulcus has been provided by this method than the others.^{5,6} After removal of the cords from gingival sulcus, the displacement space changes from 0.3-0.4 mm to 0.2 mm within 40 seconds.⁷ This 0.2 mm space is the smallest crevicular width enabling consistent accuracy and defect-free impression. If sulcular width is smaller than this, the impression margin will be thin and may be predisposed to tearing or distortion on removal.⁸

¹ Dental Department, Nakhon Phanom Hospital, Amphur Muang, Nakhon Phanom.

² Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

* Corresponding Author.

The narrow sulcus width from insufficient retraction technique or delayed taking impression after cord removal was clinically found. Especially in transition line angle and interproximal areas, the sulcus width was rapidly closed because there are thicker gingiva and richer in collagen fibers. Moreover, the groups of collagen fiber bundles; intergingival fibers, transgingival fibers, trans-septal fibers including semicircular fibers have an important relevance on the sulcus closure pattern.^{9,10}

Impression materials should have a low-viscosity to flow into the sulcus and capable to arrest the good detail of finish line. Polyvinyl siloxane (PVS) and polyether (PE) are now preferred materials due to their characteristics. PVS has a very high dimensional constancy over time because it does not release any by-product and has the best elastic behavior. However, the disadvantages of PVS are hydrophobic nature.¹¹ The new formula of PVS has been added nonionic surfactant to improve wettability, reduce contact angles and also pour stone cast without incorporating voids.¹² PE is hydrophilic in nature and can reproduce precise impression in the case of presence some saliva or blood because of low wetting angle. Nevertheless, this material may be likely to absorb moisture which resulting in dimensional change. Moreover, once the material has set, it becomes the most rigid impression material. Therefore, soft PE; a new generation of PE tries to improve these drawbacks by decreasing filler content and increasing plasticizers. However, the less rigidity improvement makes it difficult to control directional flow. Additionally, the soft PE has also been reported easier to stretch and higher deformation under pressure than former generation.¹³ To combine the advantageous features of PVS and PE, a new material so-called vinyl polyether siloxane (VPES) has been developed. To form VPES, the chemical compounds of PE polymer and vinyl groups of PVS are combined by organohydrogen polysiloxane via platinum catalyst.¹⁴ This material possesses better mechanical properties along with excellent flowability under pressure. The improved flowability makes it has greater competency to record finer detail of impression made on humid area of gingival sulcus.¹⁵ Nonetheless, the current literature determining the penetrating ability of this new material into subgingival narrow sulcus area is scarcely.¹⁶ Therefore, the aim of this study is to

examine the penetrating ability of PE, PVS and VPES using the single stage double-mixed impression technique made on a tooth and sulcus model simulating clinical condition with various sulcular widths.

The null hypothesis of this study was there would be no significant difference in penetrating ability among four impression materials and three sulcular widths.

Materials and Methods

This study is an experimental study to investigate penetration ability of different elastomeric impression materials into circumferential 2 mm deep gingival sulcus with three varying sulcular widths. The distance of sulcular extension of these impressions were determined by measuring microscope starting from finish line level of the impression as a reference point. The data obtained is analyzed by using two-way ANOVA.

The model used in this study was designed by software PLM NX version 11.0 and fabricated by computed numerical control technique via milling machine (Mikron model VCE 750, Germany). After the steel dummy rod and steel ring were placed in position on a shoulder of the base tool. The space occurred was filled up with reversible hydrocolloid solution served as artificial gingiva (Figure 1a) by mixing 7 g of reversible hydrocolloid powder (Vidhyasom, Thailand) with 10 ml of deionized water. The hydrocolloid solution was heated to liquid state by hotplate stirrer at 65°C then filled in the space within the steel ring. Three long steel rods were machined at one end with chamfer finish line 1 mm width, 10 mm height and 10° angle of convergence to simulate the prepared tooth. The finish line was placed 1 mm apical to the top surface of artificial gingiva thus defining as subgingival finish line. These steel rods served as metal abutment differed in their diameter at finish line level 7.6 mm, 8.0 mm and 8.2 mm so that generating 3 varying sulcular widths 0.4, 0.2 and 0.1 mm respectively. Each of metal abutment was delineated with 4 equal distance lines representing the reference points. The impressions were taken by double mixed-single impression technique using a cylindrical perforated impression tray with 19.6 N force (Figure 1b). The impression materials used in this study are listed in Table 1.

Double-mixed single impression technique was used for all four materials in the details as figure 2. After setting, the impression was removed from metal abutment with a quick jerk, rinsed the impression with running tap water. Then, the impression was air-dried and sprayed with 2.5% glutaraldehyde disinfectant which is no significant impact on the accuracy of the impression by this disinfectant method.¹⁷ The disinfected impression was stored at laboratory atmosphere for minimum 30 min prior to determine penetrating ability. Before another impression were done, the newly mixed reverse hydrocolloid solution (artificial gingiva) was prepared and replaced. The

twelve impressions were provided from each impression material. Thus, a total of 144 impressions were taken to investigate the penetrating ability. The impression was sectioned in occluso-gingival direction at the marking points using a thin blade to generate 4 pieces of each specimen. The penetrating ability into the simulated sulcus was determined by measuring microscope (Nikon® measurescope 20, Tokyo, Japan) with linear resolution 1 μm , a 30x magnification. Then, the mean penetrating depth of each material analyzed by two-way ANOVA in two parameters (sulcus widths and impression materials).

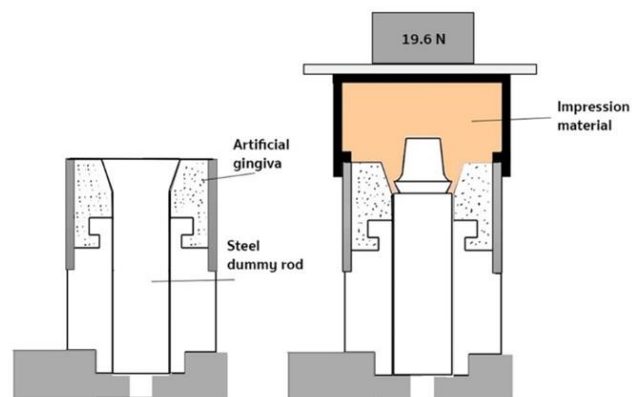


Figure 1 Schematic diagram of simulated model (A) longitudinal section through steel device for production of artificial gingiva tissue and (B) longitudinal section through impression of metal abutment

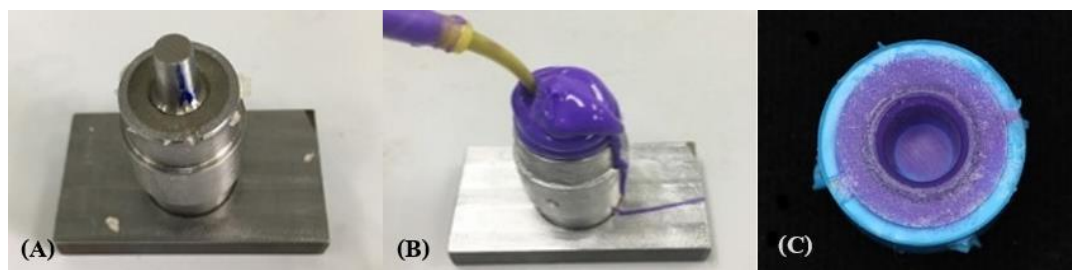


Figure 2 Impression taking procedure (A) Metal abutment was placed in artificial gingiva forming sulcular width (B) Injection of light body material around metal abutment and finish line within 60 s (C) Removed impression from abutment model after 10 min wait

Table 1 The materials used in this study

Brand	Type	Viscosity ISO 4823	Batch	Manufacturer
Identium®	VPES	Heavy Light	190941052 180221	Kettenbach GmgH, Germany
Hydrorise	Hydrophilic PVS	Heavy Light	307044 296174	Zhermack S.p.a., Italy
Variotime® dynamix	Hydrophobic PVS	Heavy Light	KA 10271 KA 10110	Kulzer GmbH, Hanau Germany
Impregum™ Penta™ duosoft	Soft PE	Heavy Light	3770828 5459727	3M ESPE AG, Seefeld, Germany

Results

The result of two-way ANOVA indicated that there was a statistically significant interaction between the effects of impression materials and sulcular widths on penetrating ability ($P < 0.05$) (Table 2). When a cross-product interaction was significant, a one-way ANOVA was conducted separately for each sulcular width.

For sulcular width 0.4 mm, Soft PE group showed the greatest extension followed by VPES group and

hydrophilic PVS group. Whereas hydrophobic PVS group has been revealed the least penetrating depth. For the sulcus 0.2 mm width, VPES group reproduced the depth better than Soft PE group and hydrophilic PVS group while hydrophobic PVS group showed the least depth. For sulcular width 0.1 mm, VPES was significantly higher penetrating depth than other materials (Figure 3).

Table 2 Two-way ANOVA results

Source of variance	Sum of squares	df	Mean square	F	Sig
Type	0.004	3	0.001	40.337	0.000
Width	0.473	2	0.237	7830.078	0.000
Type*width	0.001	6	0.000	7.106	0.000
Residual	0.004	132			
total	163.079	144	3.021E-005		

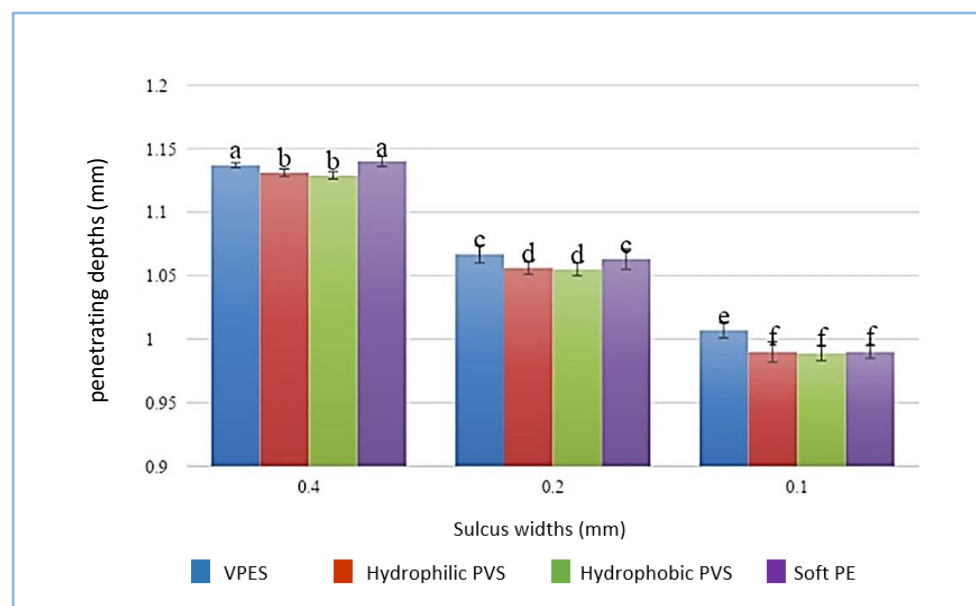


Figure 3 Mean differences and standard deviations in penetrating depth among four impression materials at three sulcus widths. Groups with same superscripted letter indicate no significant differences between impression materials at $P < 0.05$

Discussion

The null hypothesis, there would be no significant difference in penetrating ability among different type of elastomeric impression materials and different sulcular widths, is rejected. Both parameters have an influence on the penetrating ability of impression material. It is apparently that large sulcus (0.2 and 0.4 mm) provides better penetrating depth than narrower sulcular width (0.1 mm). The tearing specimens were belonging to only sulcular width 0.1 mm group according to previous study.⁸ Emergence profile is contour of tooth and restoration in relation to the gingival tissue.¹⁸ To create the suitable emergence profile, impression material should penetrate to unprepared tooth structure below finish line at least 0.5 mm within gingival sulcus.¹⁹ According to our results, all impression materials could penetrate more than 0.5 mm in all sulcular widths.

From the perspective of penetrating ability, it is assumed that the ability of material to reproduce sulcus depth related to its chemical nature, viscosity of mixed material, wettability on oral tissue and strain tolerance.²⁰ Soft PE group showed greater extension than all other materials group at sulcular width 0.4 mm and performed reproduction depth similar as VPES group at critical sulcular width 0.2 mm. A possible explanation for why Soft PE group exhibits the higher depth reproduction could be related to inherent hydrophilicity due to the chemical formula containing carbonyl (C=O) and ether functional group (C-O-C) which attract water into the backbone.²¹ In addition, rheological properties study on flow profile using shark fin test found that PE had a significantly high initial tan delta. The decreased of its tan delta with time is initially relatively smaller when compared with that of PVS.^{22,23} Tan delta is a property that gives the relative ratio of the viscous to the elastic component of a material behavior. A material with high tan delta value will have a long induction period. This period implies that material keep its plasticity to flow longer than other materials.²²

When considering the mean penetrating depth in PVS groups, the hydrophilic PVS group had been shown

greater value than that of hydrophobic PVS group. One explanation is the level of hydrophilicity of materials. Hydrophilic PVS was attributed to incorporation of non-ionic surfactants that change its surface properties. The non-ionic surfactant possesses different functional groups which are silicone-binding group (nonylphenoxy group) and water-binding group (polyethyleneoxy group) dispersible in prepolymer matrix. The surface property of hydrophilic PVS predominantly depends on the surfactant concentration at the silicone impression surface.²⁴ The mechanism of action that surfactant has an effect on impression material surface probably involves diffusion into wetting liquid and then reduces its surface tension. These surfactant molecules also increase surface energy of polymerized impression materials.²⁵ Therefore, the wettability of hydrophilic addition silicone was superior to that of conventional addition silicone.²⁶ In agreement with previous study, hydrophilic PVS was better sulcus-reproducing than hydrophobic PVS especially for the narrow sulcus width.²⁰ Practically, the clinical use of hydrophilic PVS still needs dry field preparation. In reality, this material remains hydrophobicity.

At critical sulcular width (0.2 mm and 0.1 mm), VPES showed the outstanding penetrating depth conflicting result with the previous study of Finger et al.¹⁶ It is speculated that the polyether backbone containing in the chemical formula of VPES would affect the wettability of VPES on moist surface. Another factor that would influence the penetration of VPES is the lowest contact angle with water and saliva. The lowest contact angle of VPES could be derived from its component Tenside I or Surface Tension Eraser Surfactant (STES) and Tenside II or Wetting Conditioner Surfactant (WCS), when the mixed paste exposed to moisture the hydrophilic quality was exhibited by STES hydrophilic heads align with the polar water then STES transits into water phase whereas the WCS accumulates at the material surface and dissolves the surface tension of water.²⁷ This assumption is consistent with the finding of Balkenhol et al.²⁸ and Meenees et al.²⁹ who found that the contact angle of VPES (Identium®) was lower than PE and VPS. Furthermore, the manufacturer claims that VPES material has

an unique “double-snap” effect which referred to the long working time together with short intraoral setting time. This effect arises from the desirable property of parent materials. The double snap effect consists of viscosity snap and networking snap. After being mixed, the VPES will behave similar to polyether in terms of flowability until the viscosity snap occurs. The viscosity snap is viscosity changing from viscous to visco-elastic phase. The visco-elastic phase is the gradual transition to develop elasticity in a short time. Subsequently, the networking snap occurs to reach final elastic consistency. With double snap effect, VPES material allows for a long working time so that maintaining fluidity throughout the process.¹⁴

Although, there were statistically significant differences in penetrating ability among four elastomeric impression materials. These materials were clinically acceptable to use for final impression procedure. The clinical implication of this study may be helpful for the dentists to make a decision in selection the proper material when taking impression of prepared tooth with subgingival finish line in narrow sulcular width such as delayed taking impression after cord removal in multiple preparation teeth for full mouth rehabilitation case. However, the limitation of this study is the simulated testing model has no adjacent teeth resembling in patients' mouth. Besides, the gingival fluid could not be imitated as same as oral condition. Therefore, the further in vivo study should be done to confirm the findings of our study.

Conclusion

1. Both Sulcular widths and material types have an effect on the penetration ability of all impression materials, the penetration ability is greater when sulcus width is wider.
2. Hydrophilic PVS had been evaluated to have higher penetration ability than that of hydrophobic PVS.
3. VPES and Soft PE have been performed greater extension into sulcus than PVS groups at the wide sulcular width. When the sulcus is narrower, VPES had been exhibited greatest sulcus reproduction among all impression materials groups.

References

1. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4thed. St.Louis: Mosby Elsevie; 2006. 217-8.
2. Aimjirakul N. Prevalence of finishing line location of prepared teeth for cast post and cores and types of previous restoration. J Dent Assoc Thai 2009;59(1):22-8.
3. Massari C, Anfe ATE, Caneppele TMF, Agra CM. Gingival retraction: thickness measurement and comparison of different cords. Braz Dent Sci 2015;18(2):50-7.
4. Donovan TE, Gandara BK, Nemetz H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. J Prosthet Dent. 1985;53(4):525-31.
5. Prasanna GS, Reddy K, Kumar RK, Shivaprakash S. Evaluation of efficacy of different gingival displacement materials on gingival sulcus width. J Contemp Dent Pract. 2013;14(2):217-21.
6. Raghav D, Singh S, Kola MZ, Shah AH, Khalil HS, Kumar P. A comparative clinical and quantitative evaluation of the efficacy of conventional and recent gingival retraction systems: an *in vitro* study. Eur J Prosthodont. 2014;2(3):76-81.
7. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. J Prosthet Dent. 1996;76(5):466-71.
8. Laufer BZ, Baharav H, Cardash HS. The linear accuracy of impressions and stone dies as affected by the thickness of the impression margin. Int J Prosthodont 1994; 7(3):247-52.
9. Laufer BZ, Baharav H, Langer Y, Cardash HS. The closure of the gingival crevice following gingival retraction for impression making. J Oral Rehabil 1997;24(9):629-35.
10. Page RC, Ammons WF, Schectman LR, Dillingham LA. Collagen fibre bundles of the normal marginal g-ngiva in the marmoset. Arch Oral Biol. 1974;19(11):1039-43.
11. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J. 1998;43(6):428-34.

12. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*. 2011;20(2):153-60.
13. Perakis N, Belser UC, Magne P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24(2):109-17.
14. Shetty RM, Bhandari GR, Mehta D. Vinyl polysiloxane ether: a breakthrough in elastomeric impression material. *World J Dent* 2014;5(2):134-7.
15. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent* 2010;103(4):228-39.
16. Finger WJ, Kurokawa R, Takahashi H, Komatsu M. Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: a new *in vitro* testing method. *Dent Mater* 2008;24(12):1655-60.
17. Khatri M, Mantri SS, Deogade SC, Bhasin A, Mantri S, Khatri N, Jain P, Chauhan D. Effect of chemical disinfection on surface detail reproduction and dimensional stability of a new vinyl polyether silicone elastomeric impression material. *Contemp Clin Dent* 2020;11(1):10-14.
18. Goldberg PV, Higginbottom FL, Wilson TG. Periodontal considerations in restorative and implant therapy. *Periodontol* 2000 2001;25:100-9.
19. Madhok S, Rajput G, Singh G. Non-surgical gingival retraction past and current trends. *Guident* 2014; 7(11):26-30.
20. Takahashi H, Finger WJ, Kurokawa R, Furukawa M, Komatsu M. Sulcus depth reproduction with polyvinyl siloxane impression material: effects of hydrophilicity and impression temperature. *Quintessence Int* 2010; 41(3):e43-50.
21. German MJ, Carrick TE, McCabe JF. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater* 2008;24(7):951-6.
22. Lawson NC, Cakir D, Ramp L, Burgess JO. Flow profile of regular and fast-setting elastomeric impression materials using a shark fin testing device. *J Esthet Restor Dent* 2011;23(3):171-6.
23. McCabe JF, Arikawa H. Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. *J Dent Res* 1998;77(11):1874-80.
24. Lee DY, Oh YI, Chung KH, Kim KM, Kim KN. Mechanism study on surface activation of surfactant-modified polyvinylsiloxane impression materials. *J Appl Polym Sci* 2004;92(4):2395-401.
25. Pratten DH, Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 1989;61(2):197-202.
26. Vassilakos N, Fernandes CP. Surface properties of elastomeric impression materials. *J Dent* 1993;21(5): 297-301.
27. Kettenbach. Product guideline Identium: 2018. Available from: <https://www.kettenbach-dental.com/products/impression-material/identium>.
28. Balkenhol M, Eichhorn M, Wostmann B. Contact angles of contemporary type 3 impression materials. *Int J Prosthodont*. 2009 Jul-Aug;22(4):396-8.
29. Menees TS, Radhakrishnan R, Ramp LC, Burgess JO, Lawson NC. Contact angle of unset elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):536-42.

Corresponding Author

Sukontip Arwatchanakan

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University

Amphur Mueang, Khon Kaen, 40002.

Tel: +66 43 202 405 #45281

Fax: +66 43 202 862

E-mail: sukarw@kku.ac.th

ความสามารถในการไหลแทรกของวัสดุพิมพ์แบบอีลาสโตเมอร์ในแบบจำลองเสมือนจริงที่มีความกว้างร่องเหงือกที่แตกต่างกัน

ศตวรรษ มานพพันธุ์¹ พิชิต เอื้อสุวรรณ² วชรินทร์ หอวิจิตร² ชีรพันธุ์ สอสกุล² สุคนธ์ทิพย์ อวชันการ^{2,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

ไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซนเป็นวัสดุชนิดใหม่ที่ถูกพัฒนาขึ้น โดยเป็นการรวมกันของวัสดุพิมพ์แบบโพลีเอเทอร์ และโพลีไวนิลไฮดรอกเซน ดังนั้นข้อมูลเกี่ยวกับการไหลแทรกเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุพิมพ์แบบอีลาสโตเมอร์ชนิดอื่นยังคงมีไม่มากนัก โดยเฉพาะในแบบจำลองการศึกษาที่ใกล้เคียงกับสภาพในช่องปาก การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินและเปรียบเทียบความสามารถในการไหลแทรกของวัสดุพิมพ์แบบไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซน ซอฟท์โพลีเอเทอร์ โพลีไวนิลไฮดรอกเซนที่ชอบน้ำ และโพลีไวนิลไฮดรอกเซนที่ไม่ชอบน้ำ ในร่องเหงือกเสมือนจริงที่มีความกว้างแตกต่างกัน 3 ขนาด เตรียมรอยพิมพ์จากแบบจำลองร่องเหงือกเสมือนจริงที่มีความกว้างร่องเหงือก 0.1 0.2 และ 0.4 มิลลิเมตรด้วยวัสดุพิมพ์แบบอีลาสโตเมอร์ 4 ชนิด โดยใช้เทคนิคการพิมพ์วัสดุพิมพ์ชนิดหนืดมากและชนิดหนืดน้อย 1 ขั้นตอน รอยพิมพ์แต่ละชิ้นถูกนำมาตัดแต่งตามแนวตั้งออกเป็น 4 ส่วนแล้วนำไปวัดค่าความลึกการไหลแทรกโดยใช้กล้องจุลทรรศน์วัดระยะชั้นงานแต่ละส่วนเริ่มจากเส้นสิ้นสุดเป็นจุดอ้างอิงในการวัด ข้อมูลถูกนำมาวิเคราะห์ด้วยสถิติเชิงพรรณนาและใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง ผลการศึกษาพบว่ามียุทธวิธีร่วมระหว่างขนาดความกว้างร่องเหงือกและชนิดของวัสดุพิมพ์ต่อความสามารถในการไหลแทรกของวัสดุพิมพ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซนและซอฟท์โพลีเอเทอร์แสดงค่าการไหลแทรกที่มากกว่ากลุ่มโพลีไวนิลไฮดรอกเซนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่ไม่มีความแตกต่างระหว่างกลุ่มไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซนและกลุ่มซอฟท์โพลีเอเทอร์ เมื่อร่องเหงือกมีความกว้าง 0.4 และ 0.2 มิลลิเมตร อย่างไรก็ตาม ที่ความกว้างร่องเหงือก 0.1 มิลลิเมตร ไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซนมีการไหลแทรกได้ดีกว่าวัสดุพิมพ์ชนิดอื่นอย่างมีนัยสำคัญ กล่าวโดยสรุปได้ว่า ความสามารถในการไหลแทรกของวัสดุพิมพ์ในร่องเหงือกที่กว้างมีมากกว่าร่องเหงือกที่แคบ ไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซนเผยให้เห็นว่ามีการลอกเลียนแบบได้ดีในทุกความกว้างของร่องเหงือก

คำใบ้รหัส: การไหลแทรก/ ความกว้างร่องเหงือก/ วัสดุพิมพ์/ ไวน์ลโพลีเอเทอร์ไฮดรอกเซน

ผู้ประพันธ์บทความ

สุคนธ์ทิพย์ อวชันการ

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์ : 043 202 405 #45281

โทรสาร : 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : sukarw@kku.ac.th

¹ กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลนครพนม อำเภอเมือง จังหวัดนครพนม

² สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

วัสดุสำหรับอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้า นอกช่องปาก ตอนที่ 1: ประวัติและซิลิโคน อีลาสโตเมอร์

วิศรุตม์ ประวิทย์วรา¹ วิชาลักษณ์ ปัญญาวัฒนานนท์²

พิริวัต เอื้อสุวรรณ³ ขวัญวงศ์ บุญพิทักษ์⁴ อธิคม สุรินทร์ธนาสาร¹ ศุภกรักษ์ ยมกกุล^{1,*}

บทความปริทัศน์

บทคัดย่อ

ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันมีการใช้วัสดุประเภทต่าง ๆ เพื่อนำมาประดิษฐ์เป็นอวัยวะเทียมบนใบหน้า แต่เนื่องด้วยข้อจำกัดบางประการจึงทำให้วัสดุบางชนิด เช่น ยางพาราวัลคาไนซ์ และพอลิยูรีเทน ไม่ได้รับความนิยม ขณะที่ ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ เป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมสูงสุด เนื่องจากมีความอ่อนนุ่ม ยืดหยุ่น ให้ผิวสัมผัส และสามารถตกแต่งสีให้เหมือนผิวหนังได้ ซึ่งวัสดุกลุ่มนี้ยังแบ่งออกเป็นหลายประเภท แต่จะมีเฉพาะบางประเภทเท่านั้นที่ยังคงนำมาใช้งานอยู่ ถึงอย่างไรก็ตามซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ ก็ยังไม่ใช่วัสดุที่มีสมบัติตามอุดมคติที่ดีที่สุดสำหรับการผลิตอวัยวะเทียม เพราะมีข้อจำกัดบางประการ ดังนั้นการศึกษสมบัติของวัสดุกลุ่มนี้จึงเป็นสิ่งจำเป็น เพื่อประโยชน์ในการผลิตอวัยวะเทียมให้กับผู้ป่วย

คำไชรหัส: วัสดุอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้านอกช่องปาก/ยางพารา/ซิลิโคน

Received: Jan 31, 2024

Revised: Apr 03, 2024

Accepted: Apr 27, 2024

บทนำ

อวัยวะเทียมสำหรับบูรณะขากรรไกรและใบหน้า (Maxillofacial prostheses) เป็นสิ่งประดิษฐ์เพื่อทดแทนอวัยวะที่มีความพิการ อันเนื่องมาจากความผิดปกติตั้งแต่กำเนิด (Congenital defect) อุบัติเหตุ หรือจากการผ่าตัด เพื่อให้ทำหน้าที่ได้เหมือน หรือใกล้เคียงปกติ เพื่อความสวยงาม สร้างความมั่นใจ และเพิ่มคุณภาพชีวิตให้แก่ผู้ป่วย มีหลักฐานยืนยันว่าอวัยวะเทียมเริ่มมีการประดิษฐ์ในสมัยอียิปต์ และบาบิโลน (Babylon) ซึ่งเป็นอาณาจักรอันยิ่งใหญ่ในยุคเมโสโปเตเมีย (Mesopotamia) และอูร์ (Ur) ซึ่งเป็นเมืองที่สำคัญในอ่าวเปอร์เซียในยุคก่อนคริสตกาล¹ โดยชาวอียิปต์มีความเชื่อว่าหลังการตาย วิญญาณจะกลับมาเข้าร่างแล้วฟื้นขึ้นมาใหม่ ดังนั้นจึงควักลูกตาของผู้เสียชีวิตออก แล้วใส่ซี่งีงหรือปูนปลาสเตอร์เข้าไปแทนที่ และใช้อัญมณีทำเป็นม่านตา (Iris) ทั้งยังพบเปลือกโลหะ (Metallic shell) ในบริเวณเบ้าตาจากการถ่ายภาพรังสีของมัมมี่บางร่าง นอกจากนี้ยังพบใบหูเทียม จมูกเทียม ที่ทำจากไม้ งาช้าง หิน เงิน ทอง และบรอนซ์ เป็นต้น ในชนชาติจีนและอินคาได้มีการขุดพบอวัยวะเทียม

เช่นกัน โดยอวัยวะเทียมที่ค้นพบเป็น จมูกเทียม หูเทียม ที่ทำจากเรซินธรรมชาติ และโลหะ² จนเข้าสู่ศตวรรษที่ 15 จึงมีการจดบันทึกเกี่ยวกับการประดิษฐ์อวัยวะเทียมอย่างเป็นทางการจากบทความของวาโลรี (Valauri)³ กล่าวถึงศัลยแพทย์ชาวฝรั่งเศส อองบรวัส ปาร์ (Ambroise Pare) ว่าเป็นบุคคลแรกที่ ทำเพดานเทียม (Obturator) ให้แก่ผู้ป่วย และได้บันทึกการใช้ อวัยวะเทียมเพื่อทดแทนส่วนที่เกิดความพิการ โดยไม่ต้องผ่าตัด เช่น ใบหูเทียมจากกระดาดหรือหนังสัตว์ หรือจมูกเทียมจากโลหะเงินและอำพรางบริเวณรอยต่อด้วยहनวดปลอม เป็นต้น ทิโค บราห์ (Tycho Brahe) นักดาราศาสตร์ชาวเดนมาร์ก ผู้ได้สร้างผลงานทางดาราศาสตร์ไว้มากมาย โดยเฉพาะบันทึกตำแหน่งดวงดาวบนท้องฟ้า แต่ด้วยอุบัติเหตุจากการควลงดาบ (Sword duel) กับผู้เป็นญาติ ซึ่งทำให้ ทิโค บราห์ ต้องสูญเสียจมูกไป เขาจึงได้ประดิษฐ์จมูกเทียมจากซี่งีง แต่ยังไม่พอใจในเรื่องความสวยงาม จึงได้นำไปให้ช่างทองช่วยหล่อเป็นจมูกทอง และในปี ค.ศ. 1579 ที่เมืองเวนิส (Venice) ประเทศอิตาลีได้มีการประดิษฐ์ลูกตาเทียมที่ทำ

1 ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

2 ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพฯ

3 สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

4 สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จังหวัดปทุมธานี

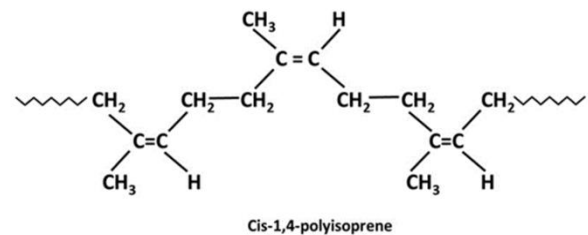
* ผู้ประพันธ์บทความ

จากแก้ว จวบจนถึงปี ค.ศ. 1940 จึงได้มีการผลิตลูกตาเทียม (Ocular) จากอะคริลิกเรซิน (Acrylic resin) ทำให้สามารถตกแต่งสีฟันเพื่อเลียนแบบลูกตาธรรมชาติได้ และวัสดุอะคริลิกเรซินก็ยังได้รับความนิยมเรื่อยมาจนถึงปัจจุบัน

เมิซเซอ อัลฟอนส์เซร์ หลุยส์ (Monsieur Alphonse Louis) ซึ่งเป็นทหารชาวฝรั่งเศส ผู้ซึ่งได้รับการขนานนามว่า มือปืนหน้ากากเงิน (Gunner with the silver mask) เนื่องจากมีความพิการของใบหน้ารวมทั้งกระดูกขากรรไกรบนและล่างด้านซ้าย ได้สวมใบหน้าที่เทียมที่ประดิษฐ์จากโลหะเงินที่เคลือบทับด้วยสีน้ำมัน โดยอวัยวะเทียมนี้ยังประกอบด้วย คางซี่ฟัน กระพุ้งแก้ม และบ่อเก็บน้ำลาย ซึ่งในอดีตอวัยวะเทียมที่ประดิษฐ์จากโลหะมีข้อเสียหลายประการ เช่น มีน้ำหนักมาก ทบแสง ขาดความสวยงาม และเป็นสื่อนำกระแสไฟฟ้า ดังนั้นความสนใจจึงได้มุ่งมาใช้วัสดุกลุ่มพอลิเมอร์แทน โดยปี ค.ศ. 1894 เททามอร์ (Tetamore) ประสบความสำเร็จในการประดิษฐ์อวัยวะเทียมจากเซลลูโลสไนเตรต (Cellulose nitrate) ซึ่งเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบา ไม่ระคายเคืองต่อผิวหนัง และสามารถตกแต่งให้มีสีฟันใกล้เคียงกับผิวหนังได้ แต่มีข้อเสียคือมีการดูดน้ำและเหี่ยวสูง และสีไม่คงทน ปี ค.ศ. 1901 อัปฮัม (Upham)⁴ ผลิตหูเทียม (Auricular prosthesis) และจมูกเทียมจากยางพาราที่บ่มด้วยกำมะถัน (Vulcanized rubber) โดยหูเทียมสามารถติดอยู่ที่ผู้ป่วยด้วยเส้นลวดขนาดเล็กที่คาดอยู่รอบศีรษะ ส่วนจมูกเทียมติดอยู่ที่ใบหน้าด้วยการใช้สปริงโลหะเงินที่ยึดกับเนื้อเยื่อข้างเคียง อีก 31 ปีถัดมา คือ ปี ค.ศ. 1932 คาซันเจียน (Kazanjian)⁵ ก็ยังคงใช้ยางวัลคาไนซ์ เพื่อผลิตจมูกเทียม และออร์บิทัล (Orbital) ซึ่งเป็นอวัยวะเทียมที่ประกอบด้วยลูกตาเทียมที่ร่ายล้อมด้วยหนังเทียม) โดยมีการระบายสี เพื่อให้มีสีใกล้เคียงกับผิวหนัง จากนั้นนำมายึดติดกับกรอบแว่นตาแล้วนำไปสวมให้กับผู้ป่วย ขณะเดียวกันระหว่างปี ค.ศ. 1913-1915 กลุ่มนักวิจัยชาวฝรั่งเศส และเยอรมัน ได้เสนอวัสดุประเภท เจลาตินกลีเซอริน (Gelatin-glycerin) เพื่อใช้ทำอวัยวะเทียม ซึ่งเป็นวัสดุที่มีความยืดหยุ่น โปร่งแสง แต่มีข้อเสียคืออายุการใช้งานค่อนข้างสั้นจึงทำให้วัสดุชนิดนี้ไม่ได้รับความนิยมเท่าที่ควร ปี ค.ศ. 1937 ได้เริ่มมีการนำเอาพอลิเมทิลเมทาคริเลต (Polymethyl methacrylate) มาใช้ในการผลิตเป็นฐานฟันเทียม⁶ และในปี ค.ศ. 1947 เริ่มมีการนำพอลิเมทิลเมทาคริเลตมาผลิตเป็นอวัยวะเทียมสำหรับผู้ป่วยที่มีความพิการในช่องปาก หรือใบหน้า⁷ เนื่องจากวัสดุประเภทนี้สามารถแต่งสีให้เหมือนสีของเหงือกและผิวหนังมนุษย์ได้ แต่อย่างไรก็ตาม ณ ปัจจุบันวัสดุที่ใช้ผลิตอวัยวะ

เทียมนอกช่องปากส่วนใหญ่เป็นกลุ่มอีลาสโตเมอร์ (Elastomer) ซึ่งเป็นพอลิเมอร์ที่มีสมบัติยืดหยุ่น ตกแต่งสีได้ การเขียนบทความปริทัศน์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ ต้องการกล่าวถึงวัสดุอีลาสโตเมอร์ โดยจะเริ่มต้นจากยางพารา เพื่อให้เกิดความเข้าใจถึงศัพท์เฉพาะทาง (Technical term) ที่จะโยงไปถึงวัสดุประเภทซิลิโคน และพอลิยูรีเทน ตามลำดับ

ยางพารา (Para rubber) ยางธรรมชาติที่ได้จากต้นยางพาราซึ่งน้ำยางสดเป็นส่วนของไซโทพลาสซึม (Cytoplasm) ที่อยู่ภายในท่อน้ำยางของต้นยาง เมื่อท่อน้ำยางถูกตัดจากการกรีดเปลือกทำให้ให้น้ำยางไหลทะลักออกมา น้ำยางสดที่ได้เป็นสารแขวนลอยสีขาวคล้ำขุ่น ซึ่งเป็นอนุภาคยางที่กระจายตัวอยู่ในน้ำ อนุภาคนี้เป็นสารประกอบไฮโดรคาร์บอน (Hydrocarbon) ที่ชื่อว่า ซิส 1,4 พอลิไอโซพรีน (Cis-1,4-polyisoprene)^{8,9} มีสูตรโครงสร้างเคมี (รูปที่ 1) น้ำยางสดที่กรีดได้ สามารถนำมาแปรรูปเป็นวัตถุดิบสำหรับการผลิต เช่น น้ำยางข้น ยางแท่ง ยางแผ่น เป็นต้น

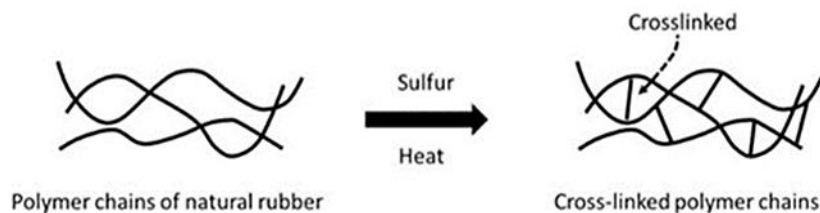


รูปที่ 1 แสดงสูตรโครงสร้างเคมีของซิส 1,4 พอลิไอโซพรีน
Figure 1 shows the chemical structure of cis-1,4- polyisoprene.

เนื่องจากโมเลกุลของ ซิส 1,4 พอลิไอโซพรีน มีพันธะคู่ที่ว่องไวต่อปฏิกิริยา จึงทำให้เกิดปฏิกิริยากับออกซิเจนและโอโซนได้ง่าย ซึ่งเป็นสาเหตุการเสื่อมของยาง นอกจากนี้ลักษณะทางกายภาพของยางจะแปรเปลี่ยนไปตามอุณหภูมิ เช่นเมื่ออุณหภูมิสูงยางจะอ่อนนุ่มและเหนียวเหนอะหนะ แต่ที่อุณหภูมิต่ำยางกลับมีความแข็งและเปราะ ด้วยเหตุนี้เองจึงต้องมีการทำวัลคาไนเซชัน (Vulcanization) หรือการคงรูป หรืออาจจะเรียกว่า “การบ่ม (Curing)” ก็ได้ เพื่อให้ยางมีสมบัติที่ดีขึ้น การวัลคาไนซ์ยางด้วยกำมะถันมีประวัติที่ยาวนาน ซึ่งก่อนที่จะค้นพบวิธีการบ่มหรือคงรูปยางด้วยกำมะถันนั้น ทั้งในสหรัฐอเมริกา โดยชาลส์ กูดเยียร์ (Charles Goodyear) และในประเทศอังกฤษ โดยโทมัส แฮนค็อก (Tomas Hancock) ต่างมีความพยายามที่จะพัฒนายางพาราให้มีสมบัติที่ดีขึ้น เนื่องจากยางดิบ (Raw rubber) นั้น จะเหนียวเหนอะหนะและไหลเยิ้มในช่วงฤดูร้อน แต่จะแข็งและเปราะในฤดูหนาว¹⁰⁻¹² จนกระทั่ง

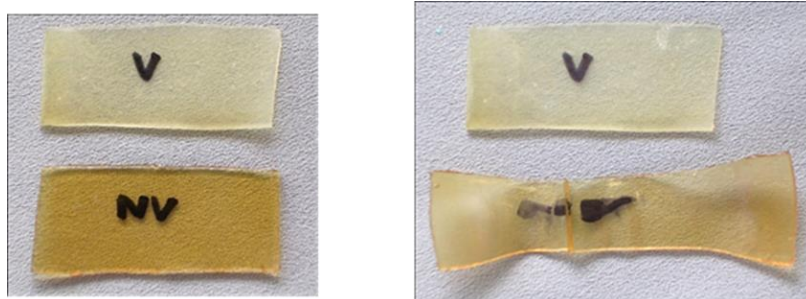
ปี ค.ศ. 1839 กู๊ดเยียร์ ได้ผสมยางพาราบกับกำมะถันและตะกั่วออกไซด์ (Lead Oxide) แล้วเกิดรูวงหล่นเข้าไปในเตาไฟโดยไม่ได้ตั้งใจ สิ่งที่ถูกเคียวพบคือก้อนยางนั้นไม่หลอมเหลว แต่กลับเป็นก้อนยางที่มีความยืดหยุ่นสูง^{9,10} ด้วยเหตุบังเอิญนี้เอง จึงเป็นจุดเริ่มต้นของการบ่มยางด้วยกำมะถัน และ 3 ปีถัดมา ในปี ค.ศ. 1842 วิลเลียม บร็อกเคดอน (William Brockendon) ซึ่งเป็นเพื่อนของแซนค็อก ได้นำชิ้นตัวอย่างยางพาราที่มีความยืดหยุ่นสูงมาจากกู๊ดเยียร์ [ขณะนั้นกระบวนการทำให้ได้ยางที่มีความยืดหยุ่นยังเป็นความลับอยู่] ไปให้แซนค็อกดู ซึ่งเขาสังเกตว่าชิ้นตัวอย่างของยางที่ได้มานี้ มีกลิ่นฉุนของกำมะถัน แซนค็อกจึงได้ทดลองโดยนำแถบยาง (Rubber strip) จุ่มลงในกำมะถันที่หลอมเหลว (Molten sulfur) ผลลัพธ์คือได้แถบยางที่มีความยืดหยุ่นสูงและมีสมบัติดีขึ้น¹³ ดังนั้น ในปี ค.ศ. 1843 แซนค็อก ได้ทำการจดสิทธิบัตรเรื่องการคงรูปของยางด้วยกำมะถันที่ประเทศอังกฤษ และจากนั้นอีก 8 สัปดาห์ถัดมา กู๊ดเยียร์ได้จดสิทธิบัตรเรื่องการคงรูปของยางด้วยกำมะถันที่สหรัฐอเมริกาเช่นกัน แต่นักเคมีที่เรียกการคง

รูปยางด้วยกำมะถันและความร้อนว่าเป็น “วัลคาไนเซชัน” ก็คือ บร็อกเคดอน โดยเขาดึงชื่อตามเทพเจ้าโรมันที่มีนามว่า วัลแคน (Vulcan) ซึ่งเป็นเทพแห่งไฟ (God of Fire) นั้นเอง¹⁴ แต่ปัจจุบันความหมายของการทำวัลคาไนเซชันนั้นมีความหมายที่กว้างขึ้น ไม่เฉพาะการใช้กำมะถันเท่านั้น โดยการวัลคาไนซ์ยางหรือการคงรูปยาง คือ การทำให้โมเลกุลยางพารา หรือสายพอลิเมอร์ (Polymer chain) ของยางพารา เกิดการเชื่อมโยงกันเป็นโครงสร้างตาข่าย 3 มิติ (รูปที่ 2) โดยผ่านกระบวนการทางเคมีที่เรียกว่า “วัลคาไนเซชัน” โดยยางวัลคาไนซ์ที่ได้จะมีสมบัติที่เสถียรโดยไม่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิมากนัก และที่สำคัญคือมีความยืดหยุ่นสูง (รูปที่ 3) ซึ่งแสดงให้เห็นว่ารูปทางซ้ายมือ แผ่นยางวี (V) คือแผ่นยางที่ผ่านการวัลคาไนเซชัน ส่วนแผ่นยางเอ็นวี (NV) คือแผ่นยางที่ไม่ผ่านการวัลคาไนเซชัน เมื่อออกแรงดึงแผ่นยางทั้งสองแผ่นจะพบว่าแผ่นยางเอ็นวีเกิดการยืดและเสียรูปไป ขณะที่แผ่นยางวีสามารถกลับเข้าสู่รูปร่างเดิมได้ดังรูปทางขวามือ



รูปที่ 2 แสดงภาพวาดการเกิดการเชื่อมโยงระหว่างสายโซ่พอลิเมอร์ของยางด้วยกำมะถัน

Figure 2 shows the illustration of sulfur cross-linking between polymer chains of rubber.



รูปที่ 3 แสดงแผ่นยางวี (V) และแผ่นยางเอ็นวี (NV) คือแผ่นยางที่ผ่านและไม่ผ่านการวัลคาไนเซชันตามลำดับ (ซ้ายมือ) แรงดึงทำให้แผ่นยางเอ็นวีจะเสียรูปไป ขณะที่แผ่นยางวีสามารถกลับเข้าสู่รูปร่างเดิมได้ (ขวามือ)

Figure 3 shows the vulcanized rubber sheet (V) and the unvulcanized rubber sheet (NV) on the left, and the tensile force causing the unvulcanized rubber sheet to deform but not the other sheet on the right.

ยางพาราที่ถูกรูปด้วยกำมะถันถูกนำมาผลิตเป็น อวัยวะเทียมทั้งในช่องปากและนอกช่องปาก โดยโทมัส วิตเบอร์เกอร์ อีแวนส์ (Thomas Witberger Evans) ซึ่งเป็นทันตแพทย์ชาวสหรัฐอเมริกา ได้ถูกกล่าวถึงว่าเป็นบุคคลแรกที่นำยางพาราที่บ่มด้วยกำมะถันมาผลิตเป็นฐานฟันเทียมโดยไม่ได้ระบุปีที่แน่ชัด¹⁴ ซึ่งในอดีต ประเทศไทยเคยมีฟันเทียมที่ผลิตมาจากยางพาราเช่นกัน ปัจจุบันได้จัดแสดง ณ พิพิธภัณฑ์สถานวาทิตยวาทณ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (รูปที่ 4) ส่วนการนำไปผลิตเป็นอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า เช่น จมูกเทียม และใบหูเทียม เริ่มโดยอับแฮมในปี ค.ศ. 1901¹⁴ ดังที่กล่าวมาข้างต้น



ภาพที่ 4 แสดงฐานฟันเทียมที่ผลิตจากยางวัลคาไนซ์
Figure 4 shows denture bases made from vulcanized rubber.

การวัลคาไนเซชันสามารถแบ่งได้เป็น 3 วิธีใหญ่ ๆ ได้แก่ ใช้กำมะถัน ใช้สารเพอร์ออกไซด์ และใช้สารเคมีอื่นๆ เช่น แมกนีเซียมออกไซด์ร่วมกับซิงก์ออกไซด์ ซึ่งยางพาราที่บ่มด้วยกำมะถันถึงแม้ว่าจะมีความยืดหยุ่นดี แต่ยังมีข้อเสียหลายประการ เช่น เสื่อมสภาพ และมีการเปลี่ยนสีอย่างรวดเร็ว¹⁵ และผู้ที่สัมผัสอาจแพ้โปรตีนของยางได้¹⁶⁻¹⁹ ดังนั้น อวัยวะเทียมที่ผลิตจากยางพาราจึงไม่ได้รับความนิยมและเลิกใช้ในเวลาต่อมา ถึงอย่างไรก็ตามสิ่งที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรมเรื่องยางพารา คือศัพท์เฉพาะทางของคำว่า “การบ่ม หรือการคงรูป หรือการวัลคาไนเซชัน” ซึ่งหมายถึงการเชื่อมโยงสายโซ่พอลิเมอร์ให้เป็นโครงสร้าง 3 มิติ ด้วยวิธีใดวิธีหนึ่ง โดยการวัลคาไนเซชันไม่ใช่การพอลิเมอไรเซชัน เพราะการพอลิเมอไรเซชัน หมายถึงปฏิกิริยาการเตรียมพอลิเมอร์จากมอนอเมอร์ หรือกระบวนการสร้างสารที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ (Polymer) จากสารที่มีโมเลกุลขนาดเล็ก (Monomer) โดยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน สามารถแบ่งได้เป็น ปฏิกิริยา

พอลิเมอไรเซชันแบบขั้น (Stepwise or Step-Growth Polymerization)²⁰ และปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติมหรือลูกโซ่ (Addition or chain-growth polymerization)²¹

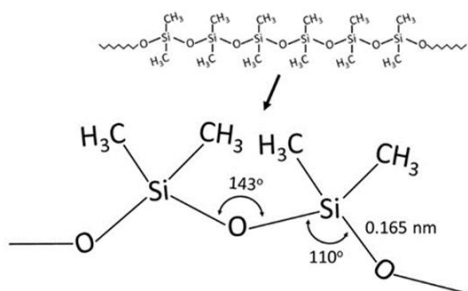
ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบขั้น²⁰ เป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากการรวมตัวของมอนอเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชัน (Function) มากกว่า 1 หมู่ และเนื่องจากทุกมอนอเมอร์ ต่างมีหมู่ฟังก์ชันที่มีความว่องไว (Reactivity of functional group) ต่อการเกิดปฏิกิริยา ดังนั้นเมื่อมอนอเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันที่ต่างกันมาทำปฏิกิริยาเคมีกัน ในช่วงเริ่มต้นของระบบจะพบมอนอเมอร์ ไดเมอร์ (Dimer) และไตรเมอร์ (Trimer) เมื่อปฏิกิริยาดำเนินต่อไป โมเลกุลในระบบเกิดเป็นเทตระเมอร์ (Tetramer) เพนตะเมอร์ (Pentamer) โอลิโกเมอร์ (Oligomer) ไปเรื่อย ๆ จนเป็นสายโซ่พอลิเมอร์ โดยขนาด (หรือน้ำหนัก) ของโมเลกุลเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องเหมือนขั้นบันไดที่ค่อย ๆ ขยับขึ้นทีละขั้น จึงเป็นที่มาของชื่อที่เรียกว่า “ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบขั้น” ซึ่งต่างจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติมหรือลูกโซ่ ที่โซ่พอลิเมอร์จะมีขนาด (หรือน้ำหนัก) ของโมเลกุลสูงตั้งแต่เริ่มต้นของปฏิกิริยา

ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบขั้นสามารถแบ่งย่อยได้เป็น 1) พอลิคอนเดนเซชัน พอลิเมอไรเซชัน (Polycondensation polymerization) หรือ ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบควบแน่น ซึ่งเป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากการรวมตัวของมอนอเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันมากกว่าหนึ่งหมู่ มาทำปฏิกิริยากันเกิดเป็นพอลิเมอร์ และได้สารโมเลกุลขนาดเล็กเป็นผลพลอยได้ (By product) ออกมา 2) พอลิแอดดิชันพอลิเมอไรเซชัน (Polyaddition polymerization) เป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากการรวมตัวของมอนอเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันมากกว่า 1 หมู่ มาทำปฏิกิริยากันเกิดเป็นพอลิเมอร์ แต่ไม่มีผลพลอยได้ ตัวอย่างของวัสดุที่เกิดจากปฏิกิริยาพอลิแอดดิชันพอลิเมอไรเซชัน ได้แก่ อีพอกซี และพอลิยูรีเทน เป็นต้น ดังนั้นหากจะกล่าวถึงปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบขั้น คือปฏิกิริยาแบบควบแน่นคงจะไม่ถูกต้องเสียทีเดียว เพราะปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบขั้นยังมีพอลิแอดดิชันพอลิเมอไรเซชันรวมอยู่ด้วย^{22,23}

ปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติมหรือลูกโซ่²¹ เป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากโมเลกุลของมอนอเมอร์ที่เป็นสารประกอบไฮโดรคาร์บอนไม่อิ่มตัว (Unsaturated hydrocarbon) หรือมอนอเมอร์ที่มีพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนอะตอม มาทำปฏิกิริยาต่อกัน ณ บริเวณพันธะคู่ โดยการเริ่มต้นของปฏิกิริยาต้องอาศัยตัวริเริ่ม (Initiator) ซึ่งอาจจะเป็นอนุมูลอิสระ (Free radical) อีออนบวก (Cationic) หรือ อีออนลบ (Anionic)

(Double bond) กับอะตอมของซิลิคอนได้^{๒๙} แต่อะตอมของคาร์บอน สามารถสร้างพันธะคู่ หรือพันธะสามกับอะตอมของคาร์บอนได้ ดังนั้นจึงทำให้ซิลิคอนพอลิเมอร์นั้นต้องสังเคราะห์จากกระบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันแบบควบแน่น หรือแบบขั้นเท่านั้น

แกนสายโซ่หลัก (Main chain) ของซิลิโคนพอลิเมอร์ ประกอบด้วยอะตอมของซิลิคอนและออกซิเจน เมื่อเปรียบเทียบพันธะระหว่าง Si-O และ C-C พบว่าความแข็งแรงของพันธะของ Si-O สูงกว่าของ C-C^{30,31} และเนื่องจากอะตอมของซิลิคอนไม่มีพันธะคู่เหมือนอะตอมของคาร์บอนอยู่ในโมเลกุล ส่งผลให้ซิลิโคนพอลิเมอร์ทนต่อสภาพอากาศ โอโซน แสงแดด และความร้อนได้ดี เมื่อเทียบกับยางพารา นอกจากนี้ซิลิโคนพอลิเมอร์ยังมีมุมพันธะ ความยาวพันธะ และพลังงานพันธะที่สูงกว่าพอลิเมอร์ชนิดอื่น ๆ กล่าวคือ พอลิไดเมทิลไซลอกเซนมีมุมของพันธะ ในสายโซ่หลักเท่ากับ 143 องศา (-Si-O-Si-) และ 110 องศา (-O-Si-O-) ความยาวพันธะเท่ากับ 0.165 นาโนเมตร³² (รูปที่ 6)



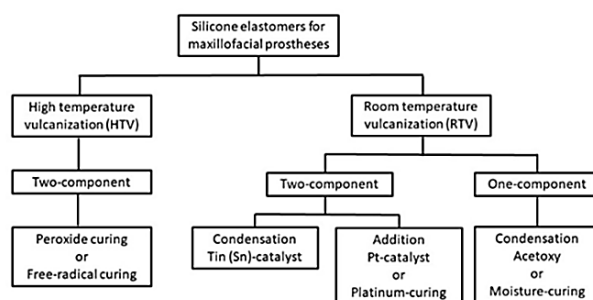
รูปที่ 6 แสดงมุมพันธะและความยาวพันธะของ พอลิไคเมทิลซิลอกเซน

Figure 6 A schematic shows the angle bond and bond length of polydimethylsiloxane.

ในขณะที่พอลิเอทิลีน (Polyethylene) นั้น พันธะ C-C มีมุมพันธะเท่ากับ 112 องศา ความยาวพันธะเท่ากับ 0.154 นาโนเมตร²³ นอกจากนี้ขนาดอะตอมของซิลิคอนยังมีขนาดที่ใหญ่กว่าอะตอมของคาร์บอน ด้วยปัจจัยเหล่านี้ส่งผลให้โมเลกุลของซิลิโคนพอลิเมอร์ อยู่ห่างกันและสามารถเคลื่อนไหวได้ง่าย อีกทั้งการเปลี่ยนรูปร่างของโมเลกุล (Conformation) ที่เกิดจากการหมุนรอบพันธะเดียวกันทำได้ง่ายกว่าจึงสนับสนุนให้ซิลิโคนพอลิเมอร์มีความยืดหยุ่นสูง นอกจากนี้อะตอมของซิลิคอนยังมีขนาดใหญ่กว่าอะตอมของคาร์บอน จึงทำให้ซิลิโคนพอลิเมอร์มีช่องว่างระหว่างโมเลกุล (Free space)

ส่งผลให้โมเลกุลเคลื่อนไหวได้ง่ายกว่า³³ ด้วยเหตุนี้ยางซิลิโคน จึงมีอุณหภูมิการเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (Glass transition temperature, T_g) ต่ำ คือประมาณ ลบ 127 องศาเซลเซียส โดยอุณหภูมิการเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้วของวัสดุ หมายถึง อุณหภูมิที่วัสดุเปลี่ยนสถานะจากแก้ว (Glassy state) ไปเป็น สถานะยาง (Rubbery state)^{34,35} ตัวอย่างเช่นซิลิโคนอีลาสโตเมอร์จะมีความนิ่มหยุ่นเหมือนยาง แต่ถ้านำมาแช่ในไนโตรเจนเหลวที่มีอุณหภูมิต่ำกว่า ลบ 127 องศาเซลเซียส ก็จะทำให้ซิลิโคนนั้นมีลักษณะแข็งประเหมือนแก้ว

ซิลิโคนพอลิเมอร์ที่ใช้สำหรับเป็นวัสดุประดิษฐ์
อวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า จะอยู่ในรูปของซิลิโคนอีลาสโต
เมอร์ที่ได้จากการบ่มตัว หรือคงรูป หรือวัลคาไนซ์ด้วยวิธีการ
ต่าง ๆ ซึ่งสามารถจำแนกซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ ตามวิธีการ
เชื่อมขวาง หรือการบ่มได้เป็น 3 ประเภท ได้แก่ 1) การเชื่อม
ขวางด้วยการควบแน่น (Cross-linking by condensation) 2)
การเชื่อมขวางด้วยการเติม (Cross-linking by addition) 3) การ
เชื่อมขวางด้วยอนุมูลอิสระ (Cross-linking with radical)^{25,36,37}
นอกจากนี้เรายังสามารถจำแนกซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ ตาม
อุณหภูมิที่ใช้เพื่อให้เกิดการเชื่อมขวาง โดยแบ่งเป็น 2 ประเภท
ใหญ่ ๆ ได้แก่ 1) ซิลิโคนที่วัลคาไนซ์ด้วยความร้อน หรือเอช
ทีวี (High temperature vulcanization, HTV) และ 2) ซิลิโคน
ที่วัลคาไนซ์ ณ อุณหภูมิห้อง หรืออาร์ทีวี (Room temperature
vulcanization, RTV) เอชทีวี และอาร์ทีวี สามารถแบ่งย่อยได้ 9
ตามฟังก์ชันแสดงในรูปที่ 7



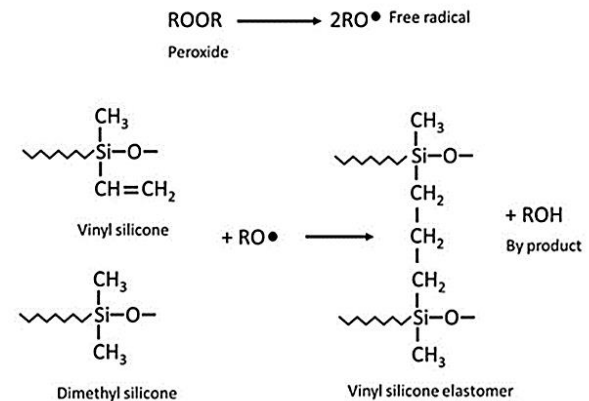
รูปที่ 7 แสดงผังการจำแนกชนิดของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่ใช้ผลิต
อวัยวะเทียมบนช่องปาก

Figure 7 shows the flow chart of silicone elastomer classification for extraoral prosthesis fabrication.

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์เกิดจากการนำพอลิเมอร์โซ่ตรงไปผ่านกระบวนการทำให้เกิดการเชื่อมโยงระหว่างโซ่เกิดเป็นอีลาสโตเมอร์ที่สามารถนำไปใช้งานได้ โดยการเชื่อมโยงด้วยระบบเพอร์ออกไซด์ร่วมกับการให้ความร้อนซึ่งจัดเป็น ซิลิโคนที่วัลคาไนซ์ด้วยความร้อน หรือ เอชทีวี ได้แก่ ไวนิลซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (Vinyl silicone elastomer)

อีลาสโตเมอร์ชนิดนี้เกิดจาก พอลิเมอร์โซ่ตรง 2 ชนิด ได้แก่ไวนิลซิลิโคน และไดเมทิลซิลิโคนมาเชื่อมเข้าด้วยกัน ซึ่งอาศัยเพอร์ออกไซด์ที่แตกตัวเป็นอนุมูลอิสระด้วยความร้อน โดยกลไกแสดงการเชื่อมโยงระหว่างโซ่ (รูปที่ 8) จากปฏิกิริยาการเชื่อมโยงด้วยระบบเพอร์ออกไซด์นี้มีผลพลอยได้เกิดขึ้น ดังนั้นสำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่บ่มด้วยระบบเพอร์ออกไซด์ บริษัทผู้ผลิตจึงแนะนำให้ทำการบ่มเพิ่ม (Post-curing) เพื่อกำจัดสารที่เป็นผลพลอยได้ออกจากชิ้นงาน ตัวอย่างของเพอร์ออกไซด์ที่นิยมใช้ได้แก่ ไดคลอโรเบนโซอิลเพอร์ออกไซด์ (Dichlorobenzoyl peroxide)³⁸ ซึ่งสารนี้จะมีเสถียรภาพ อนุกรมห้อง แต่จะแตกตัวเป็นอนุมูลอิสระที่อุณหภูมิที่ 104 องศาเซลเซียส ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิดเอชทีวีนี้มีความยืดหยุ่นต่ำ จึงไม่เหมาะกับการผลิตอวัยวะเทียมที่ต้องวางอยู่บนกล้ามเนื้อที่มีการขยับ หรือเคลื่อนไหว

นอกจากนี้เอชทีวีซิลิโคน ยังมีความทึบแสง (opaque) สีค่อนข้างเหลือง ตัวอย่างซิลิโคนที่วัลคาไนซ์ด้วยความร้อนหรือเอชทีวี ที่ใช้ในงานประดิษฐ์อวัยวะเทียม แสดงดังตารางที่ 1



รูปที่ 8 แสดงโซ่ของไวนิลซิลิโคนและไดเมทิลซิลิโคนเชื่อมเข้าด้วยกันโดยอาศัยอนุมูลอิสระ

Figure 8 shows vinyl and dimethyl silicone chains joining together via free radicals.

ตารางที่ 1 แสดงชนิด ตัวอย่าง ความแข็งผิว และกำลังแรงดึงของซิลิโคนที่ใช้ผลิตอวัยวะเทียม³³

Table 1 shows the type, sample, shore hardness, and tensile strength of fabricated silicone prostheses.³³

ซิลิโคน	ชนิด	ตัวอย่าง	ความแข็งผิว (ชอร์เอ) / กำลังแรงดึง (เมกะปาสคาล) Hardness (shore A)/ tensile strength (MPa)
RTV	2- component Condensation reaction	Silastic 382, 399 (Dow corning) ปัจจุบันทุกผลิตภัณฑ์เลิกใช้แล้ว	38-43 / 2.7-4.2
	2- component Addition reaction	Silastic MDX4-4210 (Dow Corning) A-2186, A-2186F (Factor II)	25-32 / 4.8-5.0
	1- component Condensation Acetoxy	Silastic 891 (Silastic Medical Adhesive Type A) (Dow Corning) Silicone Adhesive A-564 (Factor II)	28-35 / 2.0-3.3
HTV	1- component Peroxide curing	Silastic 370, 372 (ภายหลังเปลี่ยนชื่อเป็น MDX4-4515), 373 (ภายหลังเปลี่ยนชื่อเป็น MDX4-4516) (Dow Corning) ปัจจุบันทุกผลิตภัณฑ์เลิกใช้แล้ว	25-75 / 5.9-6.9
	2- component Addition reaction *	Liveo™ BioMedical Grade HCR Q7-4720, Q7-4735, Q7-4750, Q7-4765, Q7-4780 (DuPont)	20-80 / 9.3

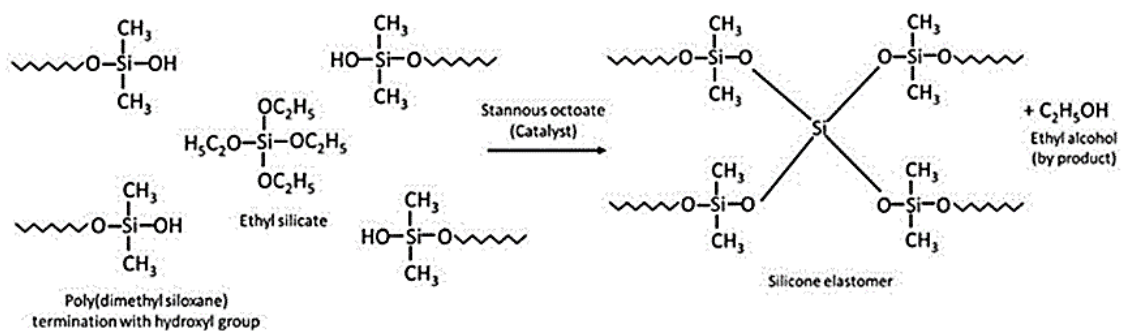
*หมายเหตุ วัสดุซิลิโคนกลุ่มเอชทีวีที่เป็นแบบสองส่วนผสมกันและเกิดปฏิกิริยาแบบเดิม นั้น มีการเกิดปฏิกิริยาการบ่มตัวเหมือนกับวัสดุซิลิโคนกลุ่มอาร์ทีวีที่เป็นแบบสองส่วนผสมกันและเกิดปฏิกิริยาแบบเดิมทุกประการ แต่เนื่องด้วยบริษัทผู้ผลิตแนะนำให้ใช้ความร้อนเพื่อเร่งปฏิกิริยาให้เร็วขึ้น คล้ายกับ MDX4-4210 ดังนั้นจึงทำให้บริษัทผู้ผลิตจัด Liveo™ BioMedical Grade HCR Q7-4720, Q7-4735, Q7-4750, Q7-4765, Q7-4780 อยู่ในกลุ่ม เอชทีวี

ซิลิโคนที่วัดคาโนซึ ณ อุณหภูมิห้อง หรืออาร์ทีวี สามารถแบ่งย่อยได้เป็น 3 กลุ่ม คือ

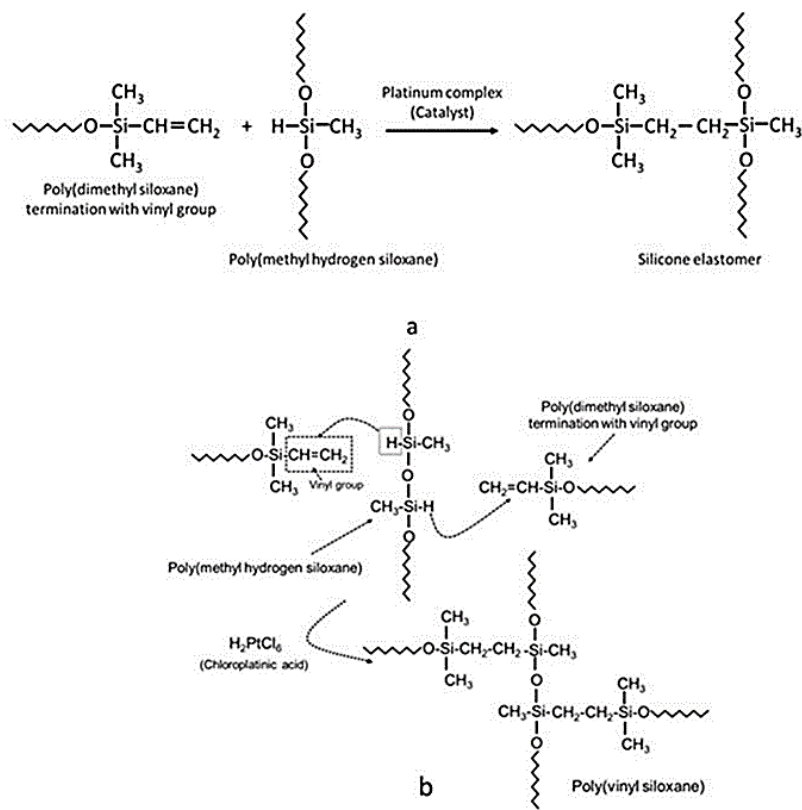
1) อีลาสโตเมอร์ที่เกิดจากการเชื่อมโยงด้วยปฏิกิริยาการควบแน่น ซึ่งเป็นแบบนำสองส่วนมาผสมกัน โดยส่วนแรกเป็นพอลิไดเมทิลซิลอกเซนที่มีหมู่ปลายเป็นหมู่ไฮดรอกซิล (Polydimethyl siloxane terminal with hydroxyl group) ที่เป็นพอลิเมอร์โซ่ตรง ส่วนที่สองเป็นสารเชื่อมขวาง เช่น เอทิลซิลิเกต (Ethyl silicate) และมีดีบุกหรือสแตนนัสออกโทเอท (Tin or Stannous octoate) เป็นสารเร่งปฏิกิริยา โดยกลไกแสดงการเชื่อมโยงระหว่างโซ่ แสดงดังรูปที่ 8 ซึ่งซิลิโคนกลุ่มนี้มีข้อเสียคือง่ายต่อการเสื่อมสภาพ ความต้านทานต่อการฉีกขาดต่ำ ผลพลอยได้ที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยามักทำให้เกิดรูพรุนในเนื้อวัสดุ ส่งผลให้เกิดการดูดน้ำและสารคัดหลั่งเข้าไปในเนื้อวัสดุ^{39,40} ตัวอย่างของซิลิโคนกลุ่มนี้ในอดีต ได้แก่ ซิลาสติก 382 (Silastic 382, Dow Corning) ซึ่งส่วนเบส (Base) มีลักษณะที่หนืดแต่ไหลได้ มีสีขาวขุ่น และใช้สแตนนัสออกโทเอทเป็นสารเร่งปฏิกิริยา^{38,41} (รูปที่ 9)

2) อีลาสโตเมอร์ที่เกิดจากการเชื่อมโยงด้วยปฏิกิริยาแบบเติมอีลาสโตเมอร์กลุ่มนี้เกิดขึ้นจากนำสารสองส่วนมาผสมเข้าด้วยกันแล้วเกิดการเชื่อมขวางโดยผ่านปฏิกิริยาไฮโดรซิลเลชัน (Hydrosilylation reaction) ระหว่างหมู่ไวนิลของสายพอลิเมอร์จากส่วนที่หนึ่ง กับไฮโดรเจนที่ต่อมาจากซิลิคอน (Si-H group) ของสายพอลิเมอร์อีกเส้นหนึ่งจากส่วนที่สอง โดยมีสารประกอบเชิงซ้อนแพลทินัม หรือโรเดียม (Rhodium) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา^{39,42,43} โดยปฏิกิริยาไฮโดรซิลเลชันเป็นปฏิกิริยาที่ทำให้เกิดการเพิ่มขึ้นของอะตอมซิลิคอน และไฮโดรเจน (Si-H) ของพันธะคาร์บอนที่ไม่อิ่มตัว (Vinyl group หรือ $-\text{CH}=\text{CH}_2$) ซึ่งถูกเร่งปฏิกิริยาด้วยสารประกอบเชิงซ้อนแพลทินัม ที่มีกลไกแสดงการเชื่อมโยง

ระหว่างโซ่ (รูปที่ 10) ตัวอย่างซิลิโคนในกลุ่มนี้ที่ใช้ในงานประดิษฐ์อวัยวะเทียม แสดงไว้ในตารางที่ 1³³ โดย เอ 2186 (A-2186, Factor II) ซึ่งเป็นวัสดุที่ใสไม่มีสี โดยใช้อัตราส่วนระหว่างส่วนเบสและส่วนแคทาลิสต์เป็น 10:1 โดยออกวางจำหน่ายครั้งแรกในปี ค.ศ. 1986⁴⁴ แต่เนื่องจาก เอ 2186 ใช้เวลาบ่มตัวนาน ดังนั้นอีกหนึ่งปีถัดมาบริษัทผู้ผลิตจึงได้ออกรุ่นใหม่คือ เอ 2186 เอฟ (A-2186 F) ซึ่งบ่มตัวเร็วขึ้นกว่ารุ่นแรก จวบจนปี ค.ศ. 2000 รุ่น เอ 2000 (A 2000, Factor II) ได้ออกวางจำหน่าย โดยรุ่นนี้ใช้อัตราส่วนระหว่างส่วนเบสและส่วนแคทาลิสต์เป็น 1:1 ขณะที่บริษัทดาวคอร์นิง ก็ผลิตรุ่นเอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 (MDX4-4210) ออกวางจำหน่ายในราวปี ค.ศ. 1970 โดยใช้อัตราส่วนระหว่างส่วนเบสและส่วนแคทาลิสต์เป็น 10:1 ปกติแล้วเอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 เป็นซิลิโคนที่สามารถบ่มตัวได้ ณ อุณหภูมิห้อง โดยใช้สารประกอบเชิงซ้อนแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา หรือที่เรียกว่าแพลทินัมเคียว (Platinum cure) แต่ก็สามารถใช้ความร้อนเร่งการเกิดปฏิกิริยาให้เร็วขึ้นได้เช่นกัน ซึ่งในเอกสารประกอบการใช้งานได้กำหนดอุณหภูมิและระยะเวลาการบ่ม (ตารางที่ 2)⁴⁵ และเนื่องจากมีสารประกอบเชิงซ้อนแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ดังนั้นจึงมีข้อควรระวังอย่างหนึ่งคือต้องระวังการปนเปื้อนสารที่ยับยั้งการบ่มตัวของซิลิโคน ซึ่งได้แก่ สารประกอบกำมะถัน ไนโตรเจน และดีบุก เป็นต้น (Sulfur compounds, Nitrogen compounds, Tin compounds) เพราะโลหะแพลทินัมสามารถเกิดพันธะเคมีได้ง่ายกับสารกลุ่มนี้ให้อิเล็กตรอน (Electron-donating substrate) จึงส่งผลให้โลหะแพลทินัมไม่สามารถทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาการบ่มตัวของซิลิโคนได้^{40,44} โดยซิลิโคนของบริษัทแฟลคเตอร์ทูและดาวคอร์นิง ต่างได้รับความนิยมในการนำมาผลิตเป็นอวัยวะเทียมให้กับผู้ป่วย



รูปที่ 9 แสดงโซ่ของไดเมทิลซิลิโคนที่มีหมู่ปลายเป็นหมู่ไฮดรอกซิล เชื่อมเข้าด้วยกัน โดยใช้เอทิลซิลิเกตเป็นตัวยึดเชื่อมขวาง
Figure 9 shows dimethyl silicone terminals with hydroxyl groups joining together via ethyl silicate acting as cross-linking agents.



รูปที่ 10 a และ b แสดงซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่เกิดจากการเชื่อมโยงด้วยปฏิกิริยาแบบเติม
Figure 10 a and b show the silicone elastomer from the addition polymerization reaction.

ตารางที่ 2 แสดงอุณหภูมิและระยะเวลาการบ่มเอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210⁴⁵
Table 2 shows the temperature and time for MDX4 4210 curing.⁴⁵

อุณหภูมิองศาเซลเซียส	เวลาในการบ่ม
23	24 ชั่วโมง
40	5 ชั่วโมง
55	2 ชั่วโมง
75	30 นาที
100	15 นาที

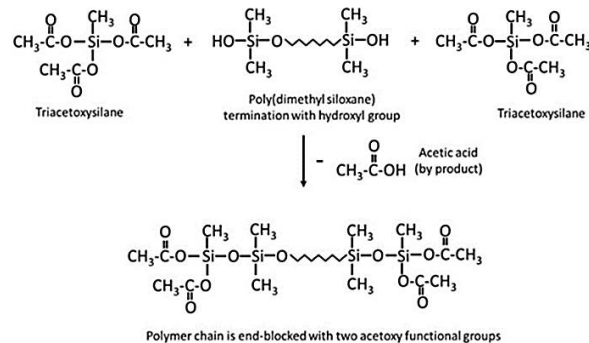
3) อีลาสโตเมอร์ที่เกิดจากการเชื่อมโยงด้วยปฏิกิริยาการควบแน่น ซึ่งเป็นแบบไม่ต้องผสมสองส่วนเข้าด้วยกัน แต่เป็นแบบส่วนเดียวที่บ่มตัวด้วยความชื้น (Single-Component Moisture-Cure) หรือที่เรียกว่าอะซิโทกซี ซิลิโคน (Acetoxy silicone) โดยการผลิตจะใช้ ไทหรือเตตระอะซิโทกซีไฮดรอกซี (Tri or tetraacetoxy silane) ทำปฏิกิริยากับพอลิไดเมทิลไฮดรอกซีที่ปลายทั้งสองข้างเป็นหมู่ไฮดรอกซิล (Polydimethyl silicone termination with hydroxyl group) โดยปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นทำให้ได้โซ่พอลิเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันที่ปลายโซ่เป็นหมู่อะซิโทกซี (Acetoxy) ซึ่งผู้ผลิตจะทำการบรรจุพอลิเมอร์ดังกล่าวนี้ลงในบรรจุภัณฑ์ เช่น ใส่หลอดที่สามารถป้องกัน

ความชื้นซึมผ่านได้ เมื่อนำมาใช้งาน เพียงแค่บีบออกจากหลอดและปล่อยให้พอลิเมอร์สัมผัสความชื้นที่อยู่ในบรรยากาศ ก็จะเกิดปฏิกิริยาการเชื่อมขวางกันเอง อย่างไรก็ตามซิลิโคนชนิดนี้มีความเป็นกรดและมีลักษณะเฉพาะตัว คือ ขณะใช้งานจะมีกลิ่นเหมือนน้ำส้มสายชู แต่เมื่อคงรูป (บ่มตัว) แล้วกลิ่นจะหายไป ปฏิกิริยาเคมีระหว่างไทหรือเตตระอะซิโทกซีไฮดรอกซีกับพอลิไดเมทิลไฮดรอกซีที่ปลายทั้งสองข้างเป็นหมู่ไฮดรอกซิล โดยเกิดปฏิกิริยาการควบแน่น ทำให้ได้พอลิเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันที่ปลายโซ่เป็นหมู่อะซิโทกซี และกรดอะซิติกเป็นผลพลอยได้ (รูปที่ 11) เมื่อสัมผัสกับความชื้นหรือน้ำ พอลิเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชันที่ปลายโซ่เป็นหมู่อะซิโทกซีจะถูกไฮโดรไลซ์

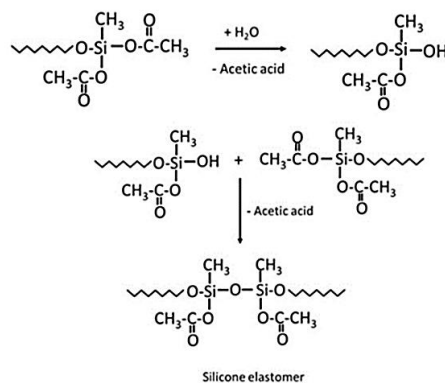
(Hydrolyze) ไปเป็นหมู่ไฮลันอล (Silanol) จากนั้นหมู่ไฮลันอลก็จะทำปฏิกิริยากับหมู่อะซิโทกซี เกิดการเชื่อมสายโซ่พอลิเมอร์เข้าด้วยกันเป็นร่างแหและกลายเป็นอีลาสโตเมอร์พร้อมกับมีผลพลอยได้เป็นกรดอะซิติก (รูปที่ 12) เนื่องจากซิลิโคนกลุ่มนี้ต้องอาศัยความชื้นเพื่อการบ่มตัว ดังนั้นชิ้นงานที่มีความหนาแน่นมาก ๆ จึงมักเกิดปัญหาเพราะความชื้นเข้าไปไม่ถึงบริเวณดังกล่าว⁴³ ดังนั้นซิลิโคนกลุ่มนี้จึงนำมาใช้งาน โดยผสมกับผงควัตถุเพื่อตกแต่งสีที่พื้นผิวของอวัยวะเทียม เนื่องจากการฉาบเป็นชั้นบาง ๆ จึงทำให้ซิลิโคนสัมผัสกับความชื้นได้อย่างทั่วถึงและเกิดการบ่มตัวที่เร็วขึ้น ซึ่งซิลิโคนกลุ่มนี้ที่ใช้ในงานประดิษฐ์อวัยวะเทียมได้แก่ Silastic® Medical Adhesive Silicone, Type A เป็นต้น ซึ่งซิลิโคนชนิดนี้เกิดการบ่มตัวด้วยความชื้น ดังนั้นการอบด้วยความร้อนจึงไม่มีผลต่อระยะเวลาของการบ่มตัว

สมบัติบางประการของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์สำหรับผลต่ออวัยวะเทียมที่ควรมี ได้แก่ 1) ความต้านทานการฉีกขาด (Tear resistance) ซึ่งเป็นการวัดหาขนาดแรงสูงสุดที่สามารถฉีกแผ่นชิ้นทดสอบให้ขาดออกจากกัน เนื่องจากบริเวณขอบของอวัยวะเทียมมักมีความบางเพื่อให้ขอบกลมกลื่นไปกับ

ผิวหนังของผู้ป่วย ซึ่งบริเวณขอบโดยรอบมักเกิดการฉีกขาดได้ง่ายกว่าบริเวณอื่น ๆ ดังนั้นความต้านทานการฉีกขาด ควรมีค่าระหว่าง 340 ถึง 1,130 นิวตันต่อเซนติเมตร 2) ความแข็งแรงดึงสูงสุด (Ultimate tensile strength) เป็นความเค้นดึงสูงสุดที่ชิ้นทดสอบรับได้จนชิ้นทดสอบฉีกขาด ซึ่งควรมีค่าระหว่าง 7 ถึง 14 เมกะปาสกาล 3) ความแข็งผิว (Hardness) เป็นค่าความแข็งที่ผิวของวัสดุ โดยวัดความต้านทานของพื้นผิวซิลิโคนต่อการเจาะผ่านของหัวกดด้วยเครื่องมือดูโรมิเตอร์แบบชอร์เอ (Shore A durometer) ซึ่งควรมีค่าสเกลระหว่าง 25 ถึง 35⁴⁶ 4) การเปียก (Wettability) เป็นสมบัติทางกายภาพที่แสดงถึงความสามารถในการแพร่กระจายตัวของน้ำบนผิวของวัสดุในแนวราบให้เปียกทั่วผิวได้ ซึ่งซิลิโคนจะมีข้อด้อยในเรื่องนี้ ดังนั้นการใช้กาวยสำหรับติดผิวหนัง ชนิดที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบจึงมักประสบปัญหาหาเสมอ แต่สามารถแก้ไขได้โดยการนูนฐานขึ้นอวัยวะเทียมด้วยพอลิยูรีเทน 5) การดูดซึมน้ำ (Water absorption) เป็นสมบัติทางกายภาพที่แสดงถึงความสามารถในการดูดซึมน้ำเข้าไปในมวลของวัสดุ ซึ่งโดยปกติซิลิโคนมีสมบัติไม่ชอบน้ำ แต่หากเกิดรูพรุนในเนื้อวัสดุ น้ำก็สามารถเข้าไปแทนที่อากาศในรูพรุนได้เช่นกัน



รูปที่ 11 แสดงสารตั้งต้นของปฏิกิริยาเคมีเพื่อให้ได้พอลิซิลอกเซนที่มีหมู่อะซิโทกซีที่ปลายทั้งสองข้างของโซ่
Figure 11 shows the reagents of a chemical reaction to produce polysiloxane termination with acetoxy groups.



รูปที่ 12 แสดงการเกิดซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่บ่มด้วยความชื้น และมีกรดอะซิติกเป็นผลพลอยได้
Figure 12 shows the silicone elastomer forming from moist curing and acetic acid as by product.

ปี ค.ศ. 1960 บาร์นฮาร์ท (Barnhart)⁴⁷ เป็นบุคคลแรกที่ได้นำซิลิโคนยี่ห้อซิลาสติก อาร์ทีวี 502 (Silastic RTV 502) ชนิดสองส่วน (Two component) มาผสมกันผลิตเป็นอวัยวะเทียม จากนั้นซิลิโคนหลายชนิดทั้ง อาร์ทีวี และเอชทีวี ได้ถูกนำมาใช้และได้รับความนิยมเรื่อยมา โดยการขึ้นรูปซิลิโคนชนิดเอชทีวีนั้นต้องใช้แม่พิมพ์โลหะ จนถึงปี ค.ศ. 1982 ยูดากามา (Udagama)⁴⁸ ใช้ซิลาสติก เมดิคอล แอดฮีซีฟซิลิโคน ไทพ์ เอ (Silastic medical adhesive silicone type A) ซึ่งเป็นซิลิโคนที่บ่มตัวด้วยความชื้น หรือที่เรียกว่าอะซิโทกซีซิลิโคน (Acetoxy silicone) มาผลิตเป็นอวัยวะเทียม โดยระหว่างการบ่มตัวของวัสดุจะมีกลิ่นของกรดอะซิติก แต่เมื่อบ่มตัวสมบูรณ์แล้วกลิ่นดังกล่าวก็จะหายไป

บทสรุป

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับวัสดุที่ใช้ผลิตอวัยวะเทียมบนใบหน้า พบว่าตั้งแต่ในอดีตจนถึงปัจจุบันนั้นมีการใช้วัสดุหลากหลายประเภทขึ้นอยู่กับยุคสมัยนั้น ๆ โดยจุดประสงค์หลักคือทำอวัยวะเทียมเพื่อปกปิดความพิการและให้สวยงามเหมือนธรรมชาติมากที่สุด ซึ่งปัจจุบันซิลิโคนอีลาสโตเมอร์เป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมสูงสุดเนื่องจากสามารถเลียนแบบทั้งสีและผิวสัมผัสให้ใกล้เคียงธรรมชาติได้ แต่ยังมีข้อจำกัดบางประการอยู่ ดังนั้นการทำความเข้าใจถึงสมบัติของวัสดุซิลิโคนแต่ละประเภทจึงเป็นสิ่งสำคัญ ทำให้เราสามารถเลือกใช้วัสดุได้อย่างมีประสิทธิภาพและเพื่อประโยชน์สูงสุดที่ผู้ป่วยพึงจะได้รับ

เอกสารอ้างอิง

- Heller HL, McKinstry RE. Facial Materials. In: McKinstry RE, editor. Fundamentals of Facial Prosthetics. Arlington, VA: ABI Professional Publications; 1995.
- Choubisa D. A comprehensive review of extraoral maxillofacial material: Part I. Int J Dent Res Rev 2022;9(2):85-94.
- Valauri AJ. Maxillofacial prosthetics. Aesthetic Plast Surg 1982;6(3):159-64.
- Upham RH. Artificial noses and ears. Boston Med Sur 1901;145(19):522-3.
- Kazanjian VH. Modern accomplishments in dental and facial prosthesis. J Dent Res 1932;12(5): 651-93.
- Peyton FA. History of resins in dentistry. Dent Clin North Am 1975;19:211-22.
- Lloyd RS, Brund RR. Maxillofacial prosthetic problems in patients with cancer. J Am Dent Assoc 1947;35(3): 162-70.
- Szczepanowska PM, Akhmedovara NG. Gutta percha, natural rubber and balata-chemical characterization of polyisoprenes in the context of cultural heritage. Herit Sci 2023;11(125):1-18.
- Hurley PE, History of natural rubber. J Macromol Sci A 1981;15(7):1279-87.
- Cai GR. Redefining Vulcanization: Charles Goodyear, Patents, and Industrial Control, 1834-1865. Technol Cult 2010;51(2):357-87.
- Hendrickson KE, Corfield JJ, Steven Laurence Danver. The encyclopedia of the industrial revolution in world history. Lanham (Md.): Rowman & Littlefield, Cop;2015.
- Roberts RM. Serendipity: Accidental discoveries in science. New York John: Wiley & Sons;1989.
- Jones KP, Allen PW. Historical development of the world rubber industry. In: Sethuraj MR, Mathew NM, editors. Natural Rubber: Biology, Cultivation and Technology. London: Elsevier; 1992. p.1-25.
- Stephens C. A brief history of the development and use of vulcanised rubber in dentistry. Br Dent J 2023;234(8): 607-10.
- Choubisa D. A comprehensive review of extraoral maxillofacial material: Part II: early extraoral maxillofacial materials. Int J Dent Res Rev 2022;9(4): 267-75.
- Bykowsky MJ. Latex allergy: an emerging crisis in health care. J S C Med Assoc 1996;92(6):267-70.
- Turjanmaa K, Alenius H, Mäkinen-Kiljunen S, Reunala T, Palosuo T. Natural rubber latex allergy. Allergy 1996;51(9):593-602.
- Sussman GL, Beezhold DH, Kurup VP. Allergens and natural rubber proteins. J Allergy Clin Immunol 2002;110(2 Suppl):S33-9.

19. Yeang HY, Arif SA, Yusof F, Sunderasan E. Allergenic proteins of natural rubber latex. *Methods* 2002;27(1):32-45.
20. Ravve A. Free-Radical Chain-Growth Polymerization. In: *Principles of Polymer Chemistry*. 3rd ed. New York: Springer;2012. p.69-150.
21. Ravve A. Step-Growth Polymerization and Step-Growth Polymers. In: *Principles of Polymer Chemistry*. 3rd ed. New York: Springer;2012. p.403-535.
22. Young RJ, Lovell PA. *Introduction to polymers*. Boca Raton: CRC Press; 2011.
23. Elias HG. *Macromolecules: Volume 1: Chemical Structures and Syntheses* 1st ed. New York: WILEY-VCH;2005.
24. Common Types of Organic Reactions- Substitution and Addition Reactions [Internet]. Unacademy. Available from: <https://unacademy.com/content/jee/study-material/chemistry/common-types-of-organic-reactions-substitution-and-addition-reactions/>
25. de Buyl F. Silicone sealants and structural adhesives. *Int J Adhes Adhes* 2001;21(5):411-22.
26. Soloducho J, Zajac D, Spychalska K, Baluta S, Cabaj J. Conducting silicone-based polymers and their application. *Molecules* 2021;26(7):1-30.
27. Shit SC, Shah P. A review on silicone rubber. *Natl Acad Sci Lett* 2013;36(4):355-65.
28. Rochow EG. The chemistry of silicones. *Sci Am* 1984;179(4):50-3.
29. Iwamoto T. A stable bicyclic compound with two double bonds. *Science* 2000;290(5491):504-6.
30. Dvornic PR. Thermal properties of polysiloxanes. In: Jones RG, Ando W, Chojnowski J, editors. *Silicon-Containing Polymers: The Science and Technology of Their Synthesis and Applications*. Dordrecht: Springer; 2000. p.185-213.
31. Dobkowski Z, Zielecka M. Thermal analysis of the poly(siloxane)-poly(tetrafluoroethylene) coating system. *J Therm Anal Calorim* 2002;68:147-58.
32. Sidorov TA. Asymmetry of Si-O-Si bridge bond and atom groups in silicates. *Russ J Inorg Chem* 2007;52(4):532-42.
33. Cruz RLJ, Ross MT, Powell SK, Woodruff MA. Advancements in soft-tissue prosthetics part b: the chemistry of imitating life. *Front Bioeng Biotechnol* 2020;8:147.
34. Hutchinson JM. Determination of the glass transition temperature: methods correlation and structural heterogeneity. *J Therm Anal Calorim* 2009;98:579-89.
35. Rehage G, Borchard W. The thermodynamics of the glassy state. In: Haward RN, editor. *The physics of glassy polymers*. Barking: Applied Science Publishers;1973.p.54-107.
36. Ramli MR, Othman MBH, Arifin A, Ahmad Z. Cross-link network of polydimethylsiloxane via addition and condensation (RTV) mechanisms. Part I: Synthesis and thermal properties. *Polym Degrad Stab* 2011;96(12):2064-70.
37. Gonzaga F, Yu G, Brook M. Polysiloxane elastomers via room temperature, metal-free click chemistry. *Macromol* 2009;42(23):9220-4.
38. Craig RG, Koran A, Yu R. Elastomers for maxillofacial applications. *Biomater* 1980;1(2):112-7.
39. Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 2002;18(3):281-6.
40. Hulterström AK, Berglund A, Ruyter IE. Wettability, water sorption and water solubility of seven silicone elastomers used for maxillofacial prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19(1),225-31.
41. Chalian VA, Phillips RW. Materials in maxillofacial prosthetics. *J Biomed Mater Res* 1974;8(4 Pt 2):349-63.
42. Lai JH, Hodges JS. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 1999;15(6):450-5.
43. Curtis J, Colas A. Silicone biomaterials: History and chemistry. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine* 2nd ed. New York: Elsevier;2004.p.80-6.

44. Montgomery PC, Kiat-Amnuay S. Survey of currently used materials for fabrication of extraoral maxillofacial prostheses in North America, Europe, Asia, and Australia. J Prosthodont 2010; 19(6):482-90.
45. Delrin [Internet]. dupont.materialdatacenter.com. [cited 2024 Jan 28]. Available from:
<https://dupont.materialdatacenter.com/products/datasheet/SI/Liveo%E2%84%A2%20MDX4-%204210>
46. Mitra A, Choudhary S, Garg H, Jagadeesh HG. Maxillofacial Prosthetic Materials- An Inclination Towards Silicones. J Clin Diagn Res 2014;8(12):8-13.
47. Barnhart GW. A new material and technic in the art of somato-prosthesis. J Dent Res 1960;39(4):836-44.
48. Udagama A, Drane JB. Use of medical grade methyl urethane silane cross-linked silicone for facial prosthesis. J Prosthet Dent 1982;48(1):86-8.

ผู้ประพันธ์บรรณกิจ

ศุภรักษ์ ยมกกุล

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทรศัพท์ : 02 218 8734

โทรศัพท์มือถือ : 089 744 9988

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : nienee23@gmail.com

Extraoral Maxillofacial Prosthesis Materials

Part I: History and Silicone Elastomer

Prawatvatchara W¹ Punyawattananon V² Uasuwan P³ Boonpitak K⁴ Surintanasarn A¹ Yamockul S^{1,*}

Review Article

Abstract

Over time, various materials have been used to create extraoral maxillofacial prostheses. Vulcanized rubber and polyurethane elastomers have certain limitations and are not popular choices for prostheses. In contrast, silicone elastomers are most used due to their softness, flexibility, smoothness, and natural skin-like staining ability. While silicone elastomers are available in various forms, some are specifically designed for maxillofacial prosthesis rehabilitation. However, despite their advantages, silicone elastomer materials have certain limitations and may not always be the best option. Therefore, a thorough study of their properties is essential to fabricate prostheses that offer the best possible outcomes for patients.

Keywords: Extraoral maxillofacial prosthesis materials/ Para rubber / Silicone

Corresponding Author

Suparaksa Yamockul

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University,

Pathum wan, Bangkok 10330.

Tel.: +66 2 662 8734

Mobile : +66 89 744 9988

Email : nienee23@gmail.com

¹ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok.

² Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok.

³ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

⁴ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Thammasat university, Pathum Thani.

* Corresponding Author.

ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ลึกบริเวณริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดแก้ไขความผิดปกติของการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้าที่มีต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก

รัฐธิดา คั่นศรี¹ พิชัย วิทยากิตติพงษ์^{2,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

อาการขากรรไกรริมฝีปากและคางเป็นภาวะแทรกซ้อนของเส้นประสาทที่พบได้บ่อยหลังการผ่าตัดแก้ไขความผิดปกติของการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้า ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยในด้านต่างๆ วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อศึกษาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ลึกบริเวณริมฝีปากและคางในระยะยาวต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากของผู้ป่วยหลังเข้ารับการรักษาความผิดปกติของการสบฟัน กระดูกขากรรไกร การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงวิเคราะห์แบบตัดขวางในผู้ป่วยที่มีอายุ 18-70 ปีและยังคงมีอาการขากรรไกรริมฝีปากและ/หรือคางหลังได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรอย่างน้อย 6 เดือน ทำการเก็บข้อมูลทั่วไป ข้อมูลการผ่าตัดและประเมินผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากด้านต่างๆ โดยใช้ดัชนีโอไอโอทีที่มีอาการขากรรไกรริมฝีปากและคางเป็นเงื่อนไขเฉพาะ ผลการศึกษาพบว่า อุบัติการณ์อาการขากรรไกรริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดอย่างน้อย 6 เดือนเท่ากับร้อยละ 34.5 ผู้ป่วยจำนวน 45 รายที่เข้าเกณฑ์การคัดเข้า ระยะเวลาเฉลี่ยที่ติดตามเท่ากับ 34.24 ± 17.86 เดือน อายุเฉลี่ยเท่ากับ 33.64 ± 9.26 ปี (21-67 ปี) พบว่าอาการขากรรไกรริมฝีปากและคางส่งผลต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากในภาพรวมร้อยละ 31 ในระดับน้อย คะแนนโอไอโอทีในภาพรวมเฉลี่ยเท่ากับ 3.73 ± 13.94 พบว่าอาการขากรรไกรส่งผลทางด้านอารมณ์และจิตใจมากที่สุดร้อยละ 26.7 ระดับอาการขากรรไกรมีความสัมพันธ์กับคะแนนโอไอโอทีในภาพรวมอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) สรุปผลการศึกษาพบว่า การเปลี่ยนแปลงการรับรู้ลึกบริเวณริมฝีปากและคางในระยะยาวหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้ามีผลกระทบในระดับน้อยต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก โดยคุณภาพชีวิตด้านอารมณ์และจิตใจได้รับผลกระทบมากที่สุด การติดตามผลการรักษาในระยะยาวจึงเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับผู้ป่วยกลุ่มนี้

คำใบ้รหัส : การเปลี่ยนแปลงการรับรู้ลึก/ริมฝีปาก/คาง/ ผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน/ คุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก/ ดัชนีโอไอโอที

Received: Mar 20, 2023

Revised: Mar 28, 2024

Accepted: Apr 12, 2024

บทนำ

การผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้า (Orthognathic surgery) เป็นการผ่าตัดเพื่อให้การสบฟันและรูปหน้าได้สัดส่วนใกล้เคียงกับปกติ โดยสามารถผ่าตัดได้ทั้งกระดูกขากรรไกรบนหรือล่างหรือทั้งสองอย่างร่วมกัน ซึ่งเทคนิคการผ่าตัดแก้ไขมีหลากหลาย เช่น การผ่าตัดเลื่อนกระดูกขากรรไกรล่างด้วยเทคนิคไบแลทเทอรอลซาลิจิตัลสปลิตรามัสออสโตไมโทมีหรือบีเอสเอสอาร์โอ (Bilateral sagittal split ramus osteotomy, BSSRO) การผ่าตัดคาง (Genioplasty) การผ่าตัดเลอฟอร์ที่ระดับที่หนึ่ง (LeFort I osteotomy, LFIO) การผ่าตัดเพื่อแก้ไขฟันหน้าบน

(Upper anterior subapical osteotomy)¹ เป็นต้น การผ่าตัดดังกล่าวมีโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนได้หลายอย่าง เช่น อาการบวม ภาวะเลือดออก การติดเชื้อ กระดูกที่ผ่าตัดไม่ติดหรือติดผิดปกติ รวมไปถึงภาวะแทรกซ้อนที่พบได้บ่อยที่สุดคือ การเกิดกษัยตราชัยต่อเส้นประสาทที่เกี่ยวข้อง เช่น เส้นประสาทอินฟีเรียลอัลวีโอลาร์ (Inferior alveolar nerve, IAN) เส้นประสาทใต้กระดูกเบ้าตา (Infraorbital nerve) เป็นต้น การเกิดกษัยตราชัยต่อเส้นประสาทดังกล่าวมีผลทำให้การรับรู้ความรู้สึกลดลงหรือมีอาการขากรรไกรริมฝีปากและคางซึ่งพบอุบัติการณ์ได้ร้อยละ 11.5-12.13^{2,3} บางการศึกษา

¹ แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลร้อยเอ็ด จังหวัดร้อยเอ็ด

² สาขาวิชาศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา

* ผู้ประพันธ์บทความ

รายงานอุบัติการณ์นี้สูงถึงร้อยละ 50 ของผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัด⁴ โดยอาการชาดังกล่าวพบภายหลังการผ่าตัดบีเอสเอสอาร์ไอร่วมกับการตกแต่งกระดูกคางได้บ่อยที่สุด รองลงมาคือการผ่าตัดเลเซอร์ฟอรัทระดับที่หนึ่ง อาการชาบริเวณริมฝีปากหรือคางส่วนใหญ่จะหายได้เองเมื่อเวลาผ่านไป 6 เดือน แต่พบว่ามีผู้ป่วยจำนวนไม่น้อยที่ยังคงมีอาการชาบริเวณริมฝีปากหรือคางหลังผ่าตัดนานกว่า 6 เดือน หรือไม่หายเลย^{5,6} ผลเสียของอาการชาบริเวณริมฝีปากและคางในระยะยาวจะส่งผลกระทบทำให้ผู้ป่วยเกิดความเครียดและวิตกกังวล รับประทานอาหารลำบาก พูดไม่ชัด มีปัญหาในการเข้าสังคม⁷ ซึ่งส่งผลทำให้คุณภาพของชีวิตในด้านต่าง ๆ ลดลง โดยเฉพาะคุณภาพชีวิตในมิติของสุขภาพช่องปาก (Oral Health-Related Quality of Life, OHRQOL) มีงานวิจัยหลายฉบับศึกษาเกี่ยวกับคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ Lee และคณะ⁸ ศึกษาผลกระทบของการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ที่มีต่อคุณภาพชีวิตในผู้ป่วยจำนวน 36 คน โดยใช้ชุดคำถามเพื่อตรวจสอบคุณภาพชีวิตทั่วไป คุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากและคุณภาพชีวิตที่มีเงื่อนไขเฉพาะ (Condition-specific QOL) ในช่วงเวลาก่อนผ่าตัด หลังผ่าตัด 6 สัปดาห์และ 6 เดือน พบว่าในช่วงแรกหลังการผ่าตัด ผู้ป่วยจะมีการลดลงของคุณภาพชีวิตทั่วไปชั่วคราว และจะมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญในช่วง 6 เดือนหลังการผ่าตัด Palomares และคณะ⁹ เปรียบเทียบคุณภาพชีวิตในมิติของสุขภาพช่องปากในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรร่วมกับการจัดฟัน ช่วงก่อนการรักษา การจัดฟันก่อนการผ่าตัด การจัดฟันหลังการผ่าตัด และช่วงใส่เครื่องมือคงสภาพ พบว่า ผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาโดยการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรร่วมกับการจัดฟันที่เสร็จสิ้นสมบูรณ์แล้วจะมีคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากดีกว่ากลุ่มที่ยังไม่ได้รับการรักษาหรืออยู่ในระหว่างการรักษายังมีนัยสำคัญ Eslamipour และคณะ¹⁰ พบว่า 6 เดือนหลังการผ่าตัด ผู้ป่วยจะมีคุณภาพชีวิตในด้านอารมณ์ จิตใจ การทำงานของช่องปากและสังคมดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ การศึกษาส่วนใหญ่จะเป็นการศึกษาในภาพรวมของคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยก่อนและหลังการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรในช่วงเวลาต่างๆ และช่วงเวลาที่ศึกษาส่วนใหญ่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 6 เดือน ยังไม่มีการศึกษาที่เกี่ยวกับผลกระทบระยะยาวของภาวะแทรกซ้อนหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ชนิดต่างๆ โดยเฉพาะอาการชาบริเวณริมฝีปากและ

คางที่มีต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากของผู้ป่วย วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อศึกษาถึงผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ความรู้สึกบริเวณริมฝีปากและคางในระยะยาวที่มีต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงวิเคราะห์แบบตัดขวาง (Cross-sectional analytic study) โดยกลุ่มตัวอย่างคือ ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ร่วมกับการจัดฟันในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ย้อนหลัง 6 ปี ในช่วงเดือนมกราคม พ.ศ. 2558 ถึงเดือน ธันวาคม พ.ศ. 2563 ภายหลังจากการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โดยเกณฑ์การคัดเข้า คือ ผู้ป่วยที่มีอาการชา (Numbness) หรือมีการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ความรู้สึกชนิดพาเรสเทเซีย (Paresthesia) หรือ ดิสเอสเทเซีย (Dysesthesia) บริเวณริมฝีปากและ/หรือคางหลังได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและไบหน้ อย่างน้อย 6 เดือน และมีอายุ 18–70 ปี เกณฑ์การคัดออกได้แก่ ผู้ป่วยเป็นปากแหว่งเพดานโหว่ ผู้ป่วยที่มีอาการชาริมฝีปากหรือคางอยู่เดิมก่อนการผ่าตัดกระดูกขากรรไกร ผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของเส้นประสาทรับความรู้สึก เช่น เบาหวาน ผู้ป่วยมีปัญหาด้านการสื่อสาร หรือการฟัง ผู้ป่วยปฏิเสธการเข้าร่วมงานวิจัย

การคำนวณขนาดตัวอย่างอ้างอิงจากการศึกษาของ Suksang และคณะ¹¹ โดยใช้โปรแกรมจีเพาเวอร์เวอร์ชันที่ 3.1 (G*power version 3.1) กำหนดค่าความคาดเคลื่อนไว้ไม่เกินร้อยละ 5 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 80 ใช้ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานโดยรวม จำนวนขนาดของกลุ่มตัวอย่างได้เท่ากับ 28 ราย รวมกับการชดเชยจำนวนตัวอย่างที่อาจสูญหายในระหว่างการทำวิจัยร้อยละ 10 สรุปขนาดตัวอย่างขั้นต่ำเท่ากับ 31 ราย

การเก็บรวบรวมข้อมูลประกอบด้วย 2 ส่วน คือ 1) ข้อมูลที่ได้จากการทบทวนเวชระเบียน ได้แก่ การวินิจฉัยชนิดการผ่าตัด ระยะเวลาในการผ่าตัด ปริมาณเลือดที่สูญเสียภาวะแทรกซ้อนในขณะผ่าตัด เช่น ขันยন্ত্রรายต่อเส้นประสาทภาวะแทรกซ้อนหลังการผ่าตัด เช่น ดิสเซีย อุปกรณ์หรือเครื่องมือที่ใส่หัก หลุด หลวม (Hardware failure) 2) ข้อมูลที่

ได้จากการสัมภาษณ์ทางโทรศัพท์ ได้แก่ ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วย (Demographic data) ได้แก่ เพศ อายุ โรคประจำตัว ระดับการศึกษา สถานภาพสมรส อาชีพ การเปลี่ยนแปลงการรับรู้เกี่ยวกับบริเวณริมฝีปากและคาง ได้แก่ ตำแหน่งที่มีอาการ ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงความรู้สึก และระดับของอาการ โดยให้ผู้ผู้ป่วยบอกเป็นคะแนน (Verbal rating scale) โดยคะแนนระดับอาการตั้งแต่ 0 ถึง 10 โดย 0 คะแนน ไม่มีอาการหรือความรู้สึกรบกวนริมฝีปากและคางปกติ จนถึง 10 คะแนน หมายถึง มีอาการชาบริเวณริมฝีปากและคางมากที่สุดหรือไม่รับรู้ความรู้สึกใดๆ การประเมินคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากใช้ดัชนีโอไอดีพีแบบมีเงื่อนไขจำเพาะ (Condition-specific forms of Oral Impacts on Daily Performances Index, CS-OIDP)¹²⁻¹⁴ โดยใช้อาการชาบริเวณริมฝีปากและคางเป็นเงื่อนไขจำเพาะเพื่อประเมินผลกระทบของอาการชาบริเวณริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรที่มีต่อคุณภาพชีวิตในด้านต่างๆ ดัชนีโอไอดีพีประกอบด้วยคำถามที่ครอบคลุมผลกระทบ 8 ด้าน ซึ่งได้แก่ การรับประทานอาหาร การพูดหรือการออกเสียง การทำความสะอาดช่องปากหรือฟันปลอม การนอนหลับพักผ่อน อารมณ์และจิตใจ การยิ้มและหัวเราะ การดำเนินชีวิตทั่วไป (การทำงาน การเรียน) และการเข้าสังคม โดยแต่ละหัวข้อจะมีการประเมินทั้งความรุนแรง (Severity) และความถี่ (Frequency) คะแนนความรุนแรงมี 5 ระดับ คือ 0 คะแนน หมายถึงไม่มีผลกระทบหรือไม่มีความรุนแรงเลย 1 คะแนน หมายถึงมีผลกระทบเล็กน้อยมาก 2 คะแนน หมายถึงมีผลกระทบเล็กน้อย 3 คะแนน หมายถึง มีผลกระทบปานกลาง 4 คะแนน หมายถึงมีผลกระทบรุนแรง 5 คะแนน หมายถึง มีผลกระทบรุนแรงมาก คะแนนความถี่จะมี 5 ระดับได้แก่ 0 คะแนน หมายถึงไม่มีอาการ 1 คะแนน หมายถึงมีอาการน้อยกว่า 1 ครั้งต่อเดือน 2 คะแนน หมายถึงมีอาการ 1-2 ครั้งต่อเดือน 3 คะแนน หมายถึงมีอาการ 1-2 ครั้งต่อสัปดาห์ 4 คะแนน หมายถึงมีอาการ 3-4 ครั้งต่อสัปดาห์ 5 คะแนน หมายถึงมีอาการทุกวันหรือเกือบทุกวัน จากนั้นนำคะแนนความรุนแรงและความถี่ในแต่ละหัวข้อมาคูณกันจะได้เป็นคะแนนผลกระทบในแต่ละด้าน (Performance score) ที่มีคะแนนเต็ม 25 ในแต่ละหัวข้อ นำคะแนนในแต่ละหัวข้อมาบวกกันหารด้วย 2 จะได้คะแนนโอไอดีพีในภาพรวม (Overall OIDP score) ที่มีคะแนนเต็ม 100 โดยคะแนนโอไอดีพีที่เท่ากับ 0 หมายถึงไม่มีผลกระทบต่อคุณภาพชีวิต คะแนนที่มากกว่า 0 หมายถึง มีผลกระทบต่อ

คุณภาพชีวิต ถ้าคะแนนโอไอดีพีมากกว่า 10 จะหมายถึงมีผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตมาก

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยในการศึกษานี้คือแบบสอบถามทางโทรศัพท์ ได้ทำการตรวจสอบความตรง (Validity) ของแบบสัมภาษณ์ โดยนำแบบสอบถามที่สร้างขึ้นให้ผู้ทรงคุณวุฒิที่มีความเชี่ยวชาญ จำนวน 3 ท่าน ตรวจสอบความถูกต้องทางภาษาและความครอบคลุมของเนื้อหา (Content validity) แล้วนำไปปรับปรุงตามที่ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอแนะ โดยหลังจากได้มีการปรับปรุงแล้วค่าดัชนีความเที่ยงตรงเนื้อหา (Content Validity Index: CVI) มีค่าเท่ากับ 0.89 (ค่าที่ยอมรับได้มากกว่าเท่ากับ 0.8) การตรวจสอบความเชื่อมั่น (Reliability) โดยผู้วิจัยนำแบบสอบถามทดลองใช้กับกลุ่มตัวอย่างจำนวน 30 คน แล้วนำมาวิเคราะห์หาค่าความเชื่อมั่น โดยคำนวณค่าสัมประสิทธิ์อัลฟาของครอนบาช (Cronbach's alpha coefficient) จากการคำนวณได้เท่ากับ 0.949 (ค่าที่ยอมรับได้มากกว่าเท่ากับ 0.7)

การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติแบบพรรณนาทดสอบการกระจายของข้อมูลต่างๆ โดยใช้การทดสอบชาปีโรวิลค์ (Shapiro-Wilk Test) หากข้อมูลมีการกระจายตัวปกติ จะใช้การทดสอบพารามेटริก (Parametric test) แต่หากข้อมูลมีการกระจายไม่ปกติ จะใช้การทดสอบแบบนอนพารามेटริก (Non-parametric test) โดยค่าความมีนัยสำคัญอยู่ที่ $p < 0.05$

ผล

ข้อมูลการผ่าตัดย้อนหลัง 6 ปี ของโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ พบว่าผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันกระดูกขากรรไกรและไบหนามี่ทั้งหมดจำนวน 336 ราย ผู้ป่วยที่ได้รับการบันทึกในแฟ้มผู้ป่วยว่ามีอาการชาบริเวณริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดอย่างน้อย 6 เดือน จำนวน 116 ราย คิดเป็นอุบัติการณ์ร้อยละ 34.5 ในจำนวนนี้มีผู้ป่วยที่ยังคงมีอาการชาบริเวณริมฝีปากและคางที่สามารถติดต่อได้และเป็นผู้ป่วยที่เข้าเกณฑ์การคัดเข้าจำนวน 45 ราย ระยะเวลาเฉลี่ยที่ติดตามเท่ากับ 34.24 ± 17.86 เดือน อยู่ในช่วง 15-80 เดือน อายุโดยเฉลี่ยของผู้ป่วยอยู่ที่ 33.64 ± 9.26 ปี อยู่ในช่วง 21-67 ปี จำแนกเป็นเพศชาย 10 ราย คิดเป็นร้อยละ 22.2 และเพศหญิงจำนวน 35 ราย คิดเป็นร้อยละ 77.8 ผู้ป่วยส่วนใหญ่มีระดับความพึงพอใจอยู่ในระดับดีมาก 40 คน คิดเป็นร้อยละ 88.9 (ตารางที่ 1)

ข้อมูลการผ่าตัด ผู้ป่วยส่วนใหญ่ได้รับการผ่าตัดทั้งกระดูกขากรรไกรบนและล่าง (Two jaws surgery) จำนวน 29 ราย คิดเป็นร้อยละ 64.4 ที่เหลือจะเป็นผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรล่างอย่างเดียวมีจำนวน 16 ราย คิดเป็นร้อยละ 35.6 การผ่าตัดกระดูกขากรรไกรบนที่ได้รับการทำมาก

ที่สุดคือ การผ่าตัดเลอว์ฟอร์ระดับที่หนึ่งแบบขึ้นเดียวจำนวน 10 ราย คิดเป็นร้อยละ 34.5 ส่วนการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรล่างที่ได้รับการทำมากที่สุดคือ การผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โอจำนวน 17 ราย คิดเป็นร้อยละ 37.8 (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วยที่เข้าร่วมงานวิจัย (N=45)

Table 1 Demographic data (N=45)

ข้อมูล	จำนวน	ร้อยละ
อายุเฉลี่ย = 33.64 ± 9.26 ปี		
เพศ		
ชาย	10	22.2
หญิง	35	77.8
สถานภาพ		
โสด	35	77.8
สมรส	8	17.8
หย่าร้าง	2	4.4
อาชีพ		
นักเรียน นักศึกษา	5	11.1
ข้าราชการ พนักงานรัฐวิสาหกิจ	18	40.0
พนักงานเอกชน	13	28.9
ธุรกิจส่วนตัว ค้าขาย	6	13.0
รับจ้าง	3	7.0
การศึกษา		
มัธยมปลาย	1	2.2
อนุปริญญา	1	2.2
ปริญญาตรี	39	86.7
สูงกว่าปริญญาตรี	3	6.7
อื่นๆ	1	2.2

ตารางที่ 2 แสดงชนิดของการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้า

Table 2 Types of orthognathic surgery

Type of surgery	จำนวน	ร้อยละ
Maxillary surgery		
Single-piece Lefort I osteotomy	10	34.5
Two-piece Lefort I osteotomy	7	24.1
Three-piece Lefort I osteotomy	8	27.6
Anterior segmental	4	13.8
Total	29	100
Mandibular surgery		
BSSRO*	17	37.8
Genioplasty	3	6.7
BSSRO+Hofer osteotomy	4	8.9
BSSRO+Genioplasty	10	22.2
Hofer osteotomy	1	2.2
BSSRO+Hofer osteotomy+Genioplasty	3	6.7
BSSRO+Body osteotomy	4	8.9
Hofer osteotomy+Genioplasty	1	2.2
IVRO**+BSSRO+Hofer osteotomy	1	2.2
IVRO+BSSRO	1	2.2
Total	45	100

* BSSRO: Bilateral sagittal split ramus osteotomy

** IVRO: Intraoral vertical ramus osteotomy

ระยะเวลาการผ่าตัดเฉลี่ยเท่ากับ 362.89 ± 142.39 นาที (Range 130-765) ปริมาณการสูญเสียเลือดระหว่างการผ่าตัดเฉลี่ยเท่ากับ 697.78 ± 345.42 มิลลิลิตร (Range 200-1500) ภาวะแทรกซ้อนระหว่างการผ่าตัดพบจำนวนทั้งหมด 3 รายคิดเป็นร้อยละ 6.6 โดย 1 รายมีการฉีกขาดของเส้นประสาททรวงอก (Mental nerve) ระหว่างการผ่าตัดคางและอีก 2 รายพบวัสดุแปลกปลอมตกหล่นเข้าไปในแผลผ่าตัด ภาวะแทรกซ้อนภายหลังการผ่าตัดที่ไม่ใช่ขั้วอันตรายต่อเส้นประสาทพบจำนวน 3 ราย คิดเป็นร้อยละ 6.6 โดยพบว่า มีภาวะเลือดออก การสับสนที่ผิดปกติไม่เป็นไปตามแผนการรักษาและมีภาวะความเจ็บปวดระดับรุนแรงอย่างละ 1 ราย มีผู้ป่วยจำนวน 2 ราย ที่ต้องได้รับการผ่าตัดซ้ำ โดยได้รับการผ่าตัดเพื่อแก้ไขการสับสนผิดปกติไม่เป็นไปตามแผนการรักษา 1 ราย และอีก 1 รายได้รับการผ่าตัดเพื่อนำวัสดุแปลกปลอมออกจากแผลผ่าตัด

ผู้ป่วยส่วนใหญ่มีอาการชาที่ริมฝีปากล่างและ/หรือคางจำนวน 44 ราย มีเพียง 1 รายหรือร้อยละ 2.2 ที่มีอาการชาบริเวณริมฝีปากบนเพียงอย่างเดียว ความรุนแรงของระดับอาการชาของริมฝีปากและคางส่วนใหญ่อยู่ในระดับ 2 คิดเป็น

ร้อยละ 40 โดยมีค่าเฉลี่ยของระดับอาการชาเท่ากับ 2.9 ± 1.54 และมีความรุนแรงเท่ากับ 2 (IQR=2-4) พบอาการชาทั้งสองข้างร้อยละ 51.1 (ตารางที่ 3)

ผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก

ความชุกในภาพรวมของการได้รับผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก อย่างน้อย 1 กิจกรรม (คะแนนโอไอดีพี>0) มีจำนวน 14 ราย คิดเป็นร้อยละ 31 มีคะแนนโอไอดีพีในภาพรวมเฉลี่ยเท่ากับ 3.73 ± 13.94 โดยพบว่าอาการชาของริมฝีปากและคางมีผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตทางด้านอารมณ์มากที่สุดร้อยละ 26.7 รองลงมา มีผลกระทบต่อกรับประทานอาหารและการทำความสะอาดในช่องปากอย่างละร้อยละ 8.9 เมื่อเปรียบเทียบคะแนนโอไอดีพีในแต่ละด้านพบว่าคะแนนผลกระทบที่มีต่อคุณภาพชีวิตทางด้านอารมณ์มีค่ามากที่สุด เฉลี่ยเท่ากับ 1.80 ± 5.24 รองลงมาคือ คะแนนของผลกระทบที่มีต่อการทำความสะอาดเฉลี่ยเท่ากับ 1.20 ± 5.21 ผู้ป่วยที่ได้รับผลกระทบจากอาการชาของริมฝีปากและคางในภาพรวมมีความรุนแรงของปัญหาอยู่ในระดับน้อยมากร้อยละ 4.2 รองลงมาในระดับน้อยร้อยละ 2.2 คะแนนโอไอดีพีของ (ตารางที่ 4)

ตารางที่ 3 ข้อมูลอาการชาของริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดแก้ไข ความผิดปกติของการสับสน กระตุกขากรรไกรและใบหน้า (N=45)

Table 3 Data of lip and chin numbness after orthognathic surgery (N=45)

หัวข้อ	จำนวน	ร้อยละ
ตำแหน่งอาการชา		
ซ้าย	14	31.1
ขวา	8	17.8
สองข้าง	23	51.1
บริเวณของอาการชา		
ริมฝีปากล่าง	29	64.4
คาง	5	11.1
ริมฝีปากล่างและคาง	10	22.2
ริมฝีปากบน	1	2.2
ลักษณะของอาการชา		
Paresthesia	44	97.8
Dysesthesia	1	2.2
ระดับอาการชา		
1	5	11.1
2	18	40.0
3	10	22.2
4	5	11.1
5	5	11.1
7	1	2.2
8	1	2.2
9	0	0
10	0	0

การทดสอบการแจกแจงของข้อมูลคะแนนโอไอดีพีในด้านต่างๆ และภาพรวมโดยใช้การทดสอบชาปีโรวิลค์พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติ การวิเคราะห์ข้อมูลจึงใช้การทดสอบนอนพารามตริก การวิเคราะห์ความแตกต่างของคะแนนโอไอดีพีในภาพรวมและระดับอาการขาของริมฝีปากและคางระหว่างเพศหญิงและชายและระหว่างกลุ่มที่ได้รับการผ่าตัดขากรรไกรเดียวกับการที่ได้รับการผ่าตัดทั้งกระดูกขากรรไกรบนและล่าง โดยใช้การทดสอบแมนวิทนียู (Mann-Whitney U test) ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

การศึกษานี้พบว่า กลุ่มที่ได้รับการผ่าตัดบีเอสเอสอาร์ไอร่วมกับการผ่าตัดตกแต่งคางมีคะแนนโอไอดีพีในภาพรวมมากที่สุดเฉลี่ยเท่ากับ 14.30 ± 27.93 ($N=10$) หากเปรียบเทียบกับกลุ่มที่มีผู้ป่วยตั้งแต่ 2 คนขึ้นไป การผ่าตัดบีเอสเอสอาร์ไอร่วมกับการผ่าตัดตกแต่งคางมีระดับอาการขามากที่สุดเท่ากับ 3.70 ± 2.21 อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์ด้วยการทดสอบครุสคาลวอลลิส (Kruskal Wallis Test) ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของคะแนนโอไอดีพีในภาพรวมและระดับอาการขาแต่ละการผ่าตัดในกระดูกขากรรไกรล่าง ($p<0.05$) (ตารางที่ 5)

ตารางที่ 4 คะแนนดัชนีโอไอดีพี

Table 4 Oral Impacts on Daily Performances Index (OIDP) score

OIDP Score	Prevalence N (%)	Mean	SD	Median	IQR	Min	Max.	Severity					
								0	1	2	3	4	5
Overall *	14(31.0)	3.73	13.94	0	0-1	0	85	321(89.2)	15(4.2)	8(2.2)	7(1.9)	2(0.6)	7(1.9)
Performance **													
Eating	4(8.9)	1.02	3.93	0	0-0	0	20	41(91.1)	1(2.2)	1(2.2)	1(2.2)	1(2.2)	-
Speaking	2(4.4)	0.36	1.72	0	0-0	0	10	42(93.3)	1(2.2)	2(4.4)	-	-	-
Cleaning	4(8.9)	1.20	5.21	0	0-0	0	25	38(84.4)	4(8.9)	1(2.2)	-	-	2(4.4)
Relaxing	3(6.7)	0.64	3.74	0	0-0	0	25	42(93.3)	2(4.4)	-	-	-	1(2.2)
Emotion	12(26.7)	1.80	5.24	0	0-1	0	25	31(68.9)	6(13.3)	2(4.4)	4(8.9)	1(2.2)	1(2.2)
Smiling	2(4.4)	1.11	5.21	0	0-0	0	25	43(95.6)	-	-	-	-	2(4.4)
Working	3(6.7)	0.40	2.25	0	0-0	0	15	42(93.3)	1(2.2)	1(2.2)	1(2.2)	-	-
Social	3(6.7)	0.93	4.30	0	0-0	0	25	42(93.3)	-	1(2.2)	1(2.2)	-	1(2.2)

*คะแนนเต็ม 100

**คะแนนเต็ม 25

ตารางที่ 5 คะแนนดัชนีโอไอดีพีในภาพรวมและระดับอาการขาของริมฝีปากและคางจำแนกตามชนิดการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรล่าง ($N=45$)

Table 5 Overall Oral Impacts on Daily Performances Index (OIDP) scores and level of lip and chin numbness by mandibular surgery

Mandibular Surgery	N	Overall OIDP score*				Level of Numbness**			
		Mean	SD	Median	IQR	Mean	SD	Median	IQR
BSSRO	17	1.15	2.11	0	0-1	2.82	1.13	3	2-3
Genioplasty	3	1.33	2.31	0	0-4	3.33	1.53	3	2-5
BSSRO+Hofer	4	0.00	0.00	0	0-0	1.75	0.96	2	1-3
BSSRO+Genioplasty	10	14.30	27.94	0	0-20	3.70	2.21	3	2-5
Hofer	1	0.00	-	0	0-0	2.00	-	2	2-2
BSSRO+Hofer+Genioplasty	2	0.50	0.71	0.5	0-1	3.00	1.41	3	2-4
BSSRO+Body	4	0.00	0.00	0	0-0	2.25	1.89	2	1-4
Hofer+Genioplasty	1	0.00	-	0	0-0	4.00	-	4	4-4
IVRO+BSSRO+Hofer	1	0.50	-	0.5	0.5-0.5	4.00	-	4	4-4
IVRO+BSSRO	1	0.00	-	0	0-0	2.00	-	2	2-2
BSSRO+midsymphysis+Hofer	1	0.00	-	0	0-0	2.00	-	2	2-2

* Kruskal Wallis Test $p=0.673$

** Kruskal Wallis Test $p=0.474$

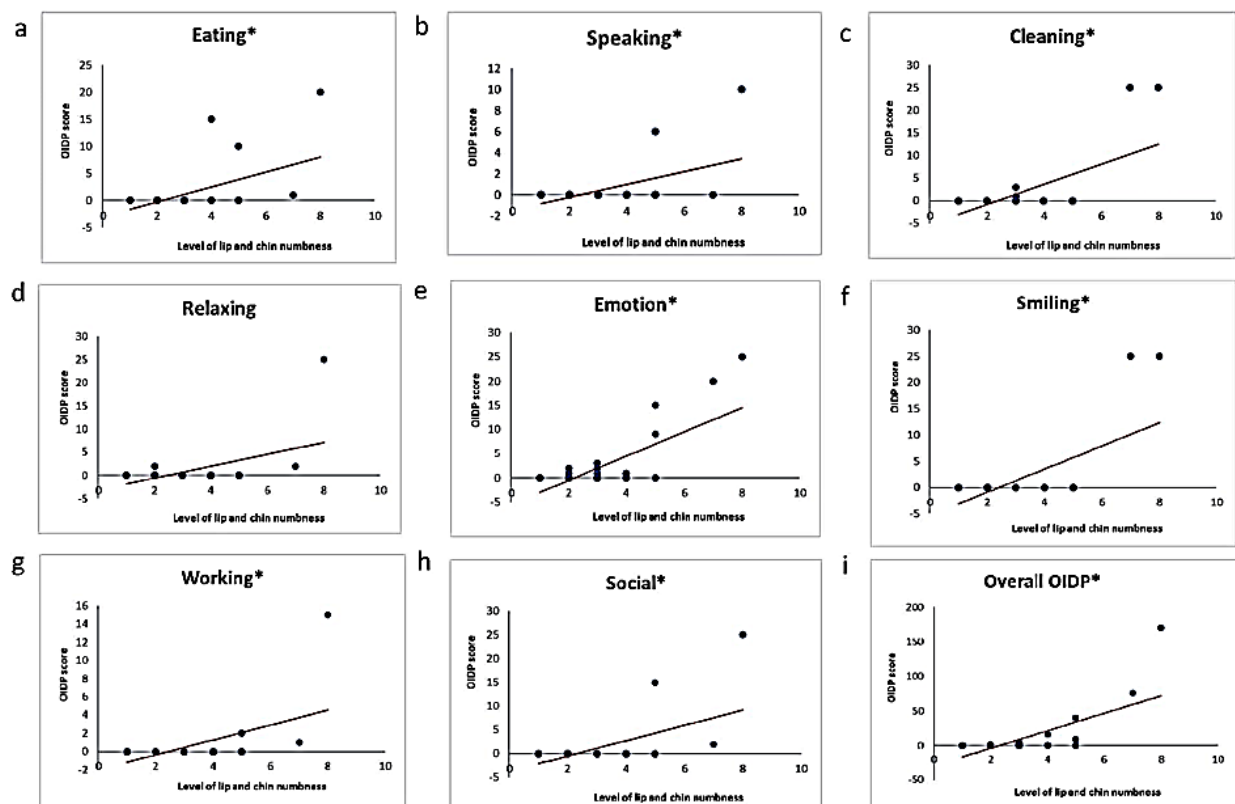
การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างสองตัวแปรโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สเปียร์แมน (Spearman's correlation coefficient) พบว่าระดับอาการชาของริมฝีปากและคางมีความสัมพันธ์ในเชิงบวกกับคะแนนโอไอดีพีใน

ภาพรวมและคะแนนผลกระทบในแต่ละด้าน ($p < 0.05$) ยกเว้นคะแนนผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในด้านการพักผ่อนหย่อนใจ (ตารางที่ 6 และรูปที่ 1)

ตารางที่ 6 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สเปียร์แมนระหว่างระดับอาการชาของริมฝีปากและคางกับคะแนนผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในแต่ละด้านต่างๆ
 Table 6 Spearman's correlation coefficient between level of lip and chin numbness and various performance scores

Correlations	Spearman's correlation	p*
Eating score	0.463	0.001
Speaking score	0.347	0.020
Cleaning score	0.347	0.020
Relaxing score	0.251	0.960
Emotion score	0.478	0.001
Smiling score	0.372	0.012
Working score	0.436	0.003
Social score	0.436	0.003
Overall OIDP score	0.525	0.000

* Significance at $p < 0.05$



รูปที่ 1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับอาการชาของริมฝีปากและคางกับค่าเฉลี่ยของคะแนนดัชนีโอไอดีพีในแต่ละกิจกรรม * $p < 0.05$
 Figure 1 Relationship between level of lip and chin numbness and mean of Oral Impacts on Daily Performances Index (OIDP) scores in each activity. * $p < 0.05$

บทวิจารณ์

ภาวะแทรกซ้อนภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน และกระดูกขากรรไกรที่พบบ่อยคือ การเกิดภัยอันตรายต่อเส้นประสาท Jedrzejewski และคณะในปี 2015⁴ ได้ทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ (Systematic review) จากงานวิจัยจำนวน 44 เรื่อง พบว่าอุบัติการณ์การเกิดภัยอันตรายต่อเส้นประสาทภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรมากถึงร้อยละ 50 การศึกษาของ Robi และคณะในปี 2014⁶ พบว่ามีผู้ป่วยจำนวน 769 รายจากทั้งหมด 1000 ราย คิดเป็นร้อยละ 76.9 มีความผิดปกติของการรับรู้ความรู้สึกภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกร ในจำนวนนี้การรับรู้รู้สึกกลับมาเป็นปกติ จำนวน 468 คน ในขณะที่ผู้ป่วยจำนวน 301 คน จากจำนวน 769 รายหรือคิดเป็นร้อยละ 39.1 ยังคงมีความบกพร่องของการรับรู้ความรู้สึกแต่มีระดับการรับรู้รู้สึกและผลกระทบที่มีต่อคุณภาพชีวิตในด้านต่างๆแตกต่างกันไป Panula และคณะในปี 2001¹⁵ ได้รายงานอุบัติการณ์การเกิดภาวะแทรกซ้อนที่สัมพันธ์กับการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรจำนวน 655 ราย พบผู้ป่วยที่มีความบกพร่องของการรับรู้รู้สึกจำนวน 201 รายคิดเป็นอุบัติการณ์ร้อยละ 35 จากการศึกษาที่กล่าวมาจึงมีความสอดคล้องกับอุบัติการณ์ที่พบจากการศึกษานี้

การศึกษานี้พบว่าบริเวณริมฝีปากล่างเป็นบริเวณที่มีอาการชาบ่อยที่สุดภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรอย่างน้อย 6 เดือนคิดเป็นร้อยละ 64.4 รองลงมาคือบริเวณริมฝีปากล่างร่วมกับคาง คิดเป็นร้อยละ 22.2 และที่พบน้อยที่สุดคือบริเวณคาง คิดเป็นร้อยละ 11.1 ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Kim และคณะ 2011⁷ ที่รายงานว่าบริเวณที่พบอาการชาได้บ่อยที่สุดภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรไปแล้ว 6 เดือน คือบริเวณคาง ร้อยละ 60 รองลงมาบริเวณริมฝีปากร้อยละ 28 เหตุที่ข้อมูลแตกต่างอาจเป็นเพราะรูปแบบในการเก็บข้อมูล จำนวนและชนิดของการผ่าตัดที่แตกต่างกัน

เมื่อเปรียบเทียบข้างที่มีอาการชา พบว่าข้างซ้ายมีอุบัติการณ์ของอาการชาของริมฝีปากล่างและคางมากกว่าข้างขวาเกือบ 2 เท่า ทั้งนี้อาจเป็นเพราะว่าสถาบันที่ทำการศึกษาวิจัยในครั้งนี้เป็นสถาบันฝึกอบรมทันตแพทย์ประจำบ้านสาขา ศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล ซึ่งปกติอาจารย์ทันตแพทย์เจ้าของเคสจะทำการผ่าตัดข้างขวาให้ทันตแพทย์ประจำบ้านได้ศึกษาก่อนแล้วให้ทันตแพทย์ประจำบ้านได้มีโอกาสทำข้างซ้าย ด้วยประสบการณ์และทักษะที่มี

น้อยกว่าของทันตแพทย์ประจำบ้าน การผ่าตัดในข้างซ้ายจึงอาจมีโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนของเส้นประสาทได้ง่ายกว่าข้างขวาที่ทำการผ่าตัดโดยอาจารย์ที่มีประสบการณ์มากกว่า สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่า การผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรที่ทำการผ่าตัดโดยแพทย์ประจำบ้านจะมีอุบัติการณ์การเกิดภัยอันตรายต่อเส้นประสาทมากกว่าแพทย์เฉพาะทางเกือบสองเท่า¹⁵

การศึกษานี้รายงานระดับอาการชาหรือการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ความรู้สึกของริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดอย่างน้อย 6 เดือนส่วนใหญ่มีระดับอาการชาอยู่ที่ระดับ 2 ร้อยละ 40 รองลงมาระดับ 3 ร้อยละ 22.2 มีค่าเฉลี่ยของระดับอาการชาอยู่ที่ 2.9 ± 1.54 ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Lee และคณะปี 2011¹⁶ ที่ศึกษาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ความรู้สึกภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรในผู้ป่วยจำนวน 13 ราย โดยมีระยะเวลาติดตามผลตั้งแต่ 1 ปีจนถึง 5 ปี พบว่าระดับของอาการชาหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรเฉลี่ยเท่ากับ 2.9 แต่เมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาของ Kim และคณะปี 2011⁷ ที่รายงานระดับการเปลี่ยนแปลงการรับรู้ความรู้สึกหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกร 6 เดือน อยู่ที่ 3.36 ± 2.89 ขณะที่การศึกษาของ Alolayan และ Leung ปี 2014¹⁷ ได้รายงานค่าเฉลี่ยระดับอาการชาหลังการผ่าตัดกระดูกขากรรไกรล่างเพื่อแก้ไขการสบฟันที่ช่วงเวลา 6 12 และ 24 เดือนเท่ากับ 3.8 4.1 และ 3.6 ตามลำดับ เหตุที่ระดับอาการชา มีความแตกต่างกันในแต่ละการศึกษาอาจเนื่องมาจากความหลากหลายของชนิดและเทคนิคการผ่าตัดกระดูกขากรรไกร ประสิทธิภาพของสัลยแพทย์ ซึ่งเป็นปัจจัยทำให้ระดับความรุนแรงของภัยอันตรายต่อเส้นประสาทขณะผ่าตัดอาจมีความแตกต่างกัน รวมถึงระยะเวลาที่ติดตามอาการชาที่มีความหลากหลายตั้งแต่ 6 เดือนไปจนถึง 6 ปี ทำให้การประเมินระดับอาการชาในช่วงเวลาที่แตกต่างกันย่อมให้ผลที่มีความแตกต่างกัน โดยการศึกษานี้มีระยะเวลาในการติดตามเฉลี่ยอยู่ที่ 34 เดือน หรือเกือบ 3 ปี ขณะที่การศึกษาของ Kim และคณะปี 2011⁷ ระบุแต่เพียงช่วงเวลาในการติดตามผลภายหลัง 6 เดือน และการศึกษาของ Alolayan และ Leung ปี 2014¹⁷ ติดตามอาการสูงสุดแค่ 24 เดือน

แบบสอบถามคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก โดยใช้ดัชนีโอไอดีพีมีทั้งแบบทั่วไปและแบบมีเงื่อนไขจำเพาะ การศึกษานี้ใช้ดัชนีโอไอดีพีแบบมีเงื่อนไขจำเพาะ โดยใช้อาการชาบริเวณริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดกระดูก

ชากรรไกรเป็นเงื่อนไขจำเพาะ ดัชนีโอไอโอดีพีแบบมีเงื่อนไขจำเพาะ มีข้อดีกว่าแบบทั่วไปคือ มีความไว สามารถแยกแยะความแตกต่างของคุณภาพชีวิตระหว่างกลุ่มที่มีสถานะโรคที่แตกต่างกันได้ดี และคะแนนที่คำนวณได้สามารถเชื่อมโยงกับการรักษาแต่ละชนิดได้¹⁸

การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับคุณภาพชีวิตภายหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรส่วนใหญ่เป็นการศึกษาในภาพรวม พบว่าหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกร ผู้ป่วยจะมีคุณภาพชีวิตในภาพรวมที่ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ¹⁹ Suksang และ Pimkhaokham ปี 2016²⁰ ได้ใช้ดัชนีโอไอโอดีพีในภาพรวมในการประเมินคุณภาพชีวิตหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรและใช้ ดัชนีโอไอโอดีพีแบบจำเพาะโดยใช้ปัญหาสบฟันที่ผิดปกติ ความไม่พึงพอใจในรูปร่างใบหน้าและความผิดปกติของการรับรู้รสเป็นปัญหาเฉพาะ ผลการศึกษาพบว่าผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตในภาพรวมดีขึ้นหลังการผ่าตัดผ่านไป 3 และ 6 เดือน ยกเว้นคุณภาพชีวิตในด้านอารมณ์ในช่วง 6 เดือนหลังการผ่าตัดไม่ได้ลดลงอย่างมีนัยสำคัญและมีคะแนนโอไอโอดีพีมากที่สุดเฉลี่ยเท่ากับ 6.7 เมื่อเปรียบเทียบกับคุณภาพชีวิตด้านอื่นๆ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าอาการขาของริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรมากกว่า 6 เดือนมีผลต่อคุณภาพชีวิตในมิติด้านอารมณ์มากที่สุดทั้งในแง่ความชุกและคะแนนโอไอโอดีพี การศึกษาของ Suksang และ Pimkhaokham²⁰ ยังพบอีกว่าปัญหาการสบฟันที่ผิดปกติและความไม่พึงพอใจในรูปร่างใบหน้าจะส่งผลต่อคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเวลาผ่านไป แต่ปัญหาความผิดปกติของการรับรู้รสไม่ได้มีผลทำให้คุณภาพชีวิตดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับผลการศึกษาที่พบว่าอาการขาของริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรส่งผลต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปากถึงร้อยละ 31 อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาถึงความรุนแรงของปัญหาในภาพรวมผู้ป่วยส่วนใหญ่ได้รับผลกระทบจากปัญหาในระดับรุนแรงน้อยที่สุดถึงรุนแรงน้อย

เมื่อพิจารณาชนิดของการผ่าตัดกับอาการขาของริมฝีปากและคาง การศึกษาที่พบว่าหลังการผ่าตัดมากกว่า 6 เดือน การผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โอมีจำนวนผู้ป่วยที่มีอาการขาของริมฝีปากและคางมากที่สุดร้อยละ 37.8 รองลงมาเป็น การผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โอร่วมกับการผ่าตัดตกแต่งคาง ผลการศึกษานี้แตกต่างจากการศึกษาของ McLeod และ Bowe ปี 2016²¹ ที่พบอุบัติการณ์ของอาการขาของริมฝีปากและ

และคางหลังการผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โอร่วมกับการผ่าตัดตกแต่งคาง มากที่สุดร้อยละ 71.1 รองลงมาเป็น การผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โออย่างเดียว ร้อยละ 34.2 เหตุที่แตกต่างกันอาจเป็นเพราะการศึกษาดังกล่าวเป็นการรวบรวมจากเอกสารวิจัยหลายฉบับที่มีความแตกต่างกันและหลากหลายในแง่สถาบันที่ผ่าตัด ประสบการณ์ของศัลยแพทย์ เทคนิคการผ่าตัดและระยะเวลาที่ติดตามผลการรักษา อย่างไรก็ตามหากพิจารณาระดับอาการขาและคะแนนโอไอโอดีพีในภาพรวม การศึกษานี้พบว่า การผ่าตัด บีเอสเอสอาร์โอร่วมกับการผ่าตัดตกแต่งคาง มีระดับอาการขาของริมฝีปากและคางที่สูงกว่าการผ่าตัดบีเอสเอสอาร์โออย่างเดียว และมีคะแนนโอไอโอดีพีสูงที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับ การผ่าตัดชนิดอื่นๆ ถึงแม้จะไม่พบความนัยสำคัญทางสถิติก็ตาม อย่างไรก็ตามจากการทดสอบความสัมพันธ์ที่พบว่าระดับอาการขาของริมฝีปากและคางในภาพรวมมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับคะแนนโอไอโอดีพีในภาพรวมและในมิติต่างๆเป็นส่วนใหญ่อย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นมิติด้านการผ่อนคลาย เป็นการยืนยันว่ายิ่งผู้ป่วยมีความรู้สึกละอายใจและคางมากเท่าไรก็จะส่งผลต่อคุณภาพชีวิตในด้านต่างๆมากขึ้น ดังนั้นการลดความรุนแรงของอันตรายต่อเส้นประสาทในการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรจึงเป็นสิ่งสำคัญ เพื่อลดผลกระทบของอาการขาของริมฝีปากที่มีต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก เช่น การเลาะเนื้อเยื่ออ่อนอย่างนุ่มนวล การใช้หัวกรรไกรหรือเลื่อยผ่าตัดต้องมีเครื่องมือป้องกันเนื้อเยื่ออ่อน ระมัดระวังไม่ให้การจับชิ้นกระดูกหลังการตัดกระดูกแล้วไม่รุนแรงเกินไป และหลีกเลี่ยงการใช้สกรูที่ยึดกระดูกที่ทั้งด้านนอกและใน (Bicortical screws) ถ้าไม่จำเป็น เป็นต้น

ข้อดีของการศึกษานี้คือ มีกลุ่มตัวอย่างที่พอเพียงสำหรับการศึกษาวិเคราะห์ มีการใช้ดัชนีโอไอโอดีพี ที่จำเพาะต่อปัญหาซึ่งมีความไวและจำเพาะกว่าดัชนีโอไอโอดีพีทั่วไป นอกจากนี้การติดตามอาการขาของริมฝีปากและคางในการศึกษานี้เป็นการติดตามในระยะยาวกว่าการศึกษาที่ผ่านมา โดยมีระยะเวลาที่ติดตามตั้งแต่หนึ่งปีครึ่งจนถึง 6 ปี เป็นการแสดงให้เห็นความชัดเจนถึงผลกระทบในระยะยาวของอาการขาของริมฝีปากและคางหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟันและกระดูกขากรรไกรที่มีต่อคุณภาพชีวิต ดังนั้นในทางปฏิบัติการติดตามผลการรักษาในระยะยาวอย่างต่อเนื่อง ไม่ว่าจะเป็นการติดตามอาการขา หรือติดตามภาวะแทรกซ้อนอื่นๆ จึงมีความสำคัญอย่างมากในผู้ป่วยกลุ่มนี้ อย่างไรก็ตามการศึกษานี้มีข้อจำกัดคือ การเก็บข้อมูลบางส่วนเป็นแบบย้อนหลัง ซึ่ง

ทำให้ขาดข้อมูลบางอย่างที่เป็นประโยชน์ เช่น ระยะทางในการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนขากรรไกรในการผ่าตัดชนิดต่างๆ การพบเจอเส้นประสาทหรือการใช้เครื่องมือในการเลาะหรือเย็บเส้นประสาทระหว่างการผ่าตัด ส่วนการติดตามอาการของริมฝีปากล่างและคางใช้เพียงการสัมภาษณ์ทางโทรศัพท์ ซึ่งได้แต่เพียงข้อมูลทางจิตพิสัย (Subjective evaluation) จึงยังขาดข้อมูลการตรวจทางคลินิกที่เป็นประโยชน์ เช่น การทดสอบระบบประสาทรับความรู้สึกทางคลินิก (Clinical neurosensory test) ซึ่งสามารถนำมาเปรียบเทียบกับคะแนนดัชนีโอไอดีพีได้อีกทางหนึ่ง

บทสรุป

การเปลี่ยนแปลงการรับรู้สื่กับบริเวณริมฝีปากและคางในระยะยาวหลังการผ่าตัดแก้ไขการสบฟัน กระดูกขากรรไกรและใบหน้ามีผลกระทบน้อยต่อคุณภาพชีวิตในมิติสุขภาพช่องปาก โดยคุณภาพชีวิตด้านอารมณ์และสภาพจิตใจได้รับผลกระทบมากที่สุด ไม่มีความแตกต่างในผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตระหว่างเพศ ชนิดของการผ่าตัด พบว่าระดับการอาการขาของริมฝีปากมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับคะแนนผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตในภาพรวม การติดตามผลการรักษาระยะยาวจึงมีความสำคัญในผู้ป่วยกลุ่มนี้

ข้อพิจารณาทางจริยธรรม

โครงการนี้ผ่านการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมสำหรับการทำวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ รหัสโครงการ EC6408-054 เมื่อวันที่ 26 สิงหาคม 2564

เอกสารอ้างอิง

- Ong MA. Spectrum of dentofacial deformities: a retrospective survey. *Ann Acad Med Singap* 2004;3(2):239-42.
- Sousa CS, Turrini RNT. Complications in orthognathic surgery: A comprehensive review. *J Oral Maxillofac Surg Med Pathol* 2012;24(2):67-74.
- Friscia M, Sbordon C, Petrocelli M, Vaira LA, Attanasi F, Cassandro FM, et al. Complications after orthognathic surgery: our experience on 423 cases. *Oral Maxillofac Surg* 2017;21(2):171-7.
- Jędrzejewski M, Smektała T, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Preoperative, intraoperative, and postoperative complications in orthognathic surgery: a systematic review. *Clin Oral Investig* 2015;19(5):969-77.
- Zaroni FM, Cavalcante RC, João da Costa D, Kluppel LE, Scariot R, Rebellato NLB. Complications associated with orthognathic surgery: A retrospective study of 485 cases. *J Craniomaxillofac Surg* 2019;47(12):1855-60.
- Robl MT, Farrell BB, Tucker MR. Complications in orthognathic surgery: a report of 1,000 cases. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2014;26(4):599-609.
- Kim YK, Kim SG, Kim JH. Altered sensation after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69(3):893-8.
- Lee S, McGrath C, Samman N. Impact of orthognathic surgery on quality of life. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66(6):1194-9.
- Palomares NB, Celeste RK, Miguel JA. Impact of orthosurgical treatment phases on oral health-related quality of life. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016; 149(2):171-81.
- Eslamipour F, Najimi A, Tadayonfard A, Azamian Z. Impact of orthognathic surgery on quality of life in patients with dentofacial deformities. *Int J Dent* 2017; 2017(1):1-6.
- Suksang S, Pimkhaokham A, Subbhalekha K, Krisdapong S. The change of oral health related quality of life in patients undergoing orthognathic surgery. *Proceedings of the fourteenth Graduate Research Conference:2013 Feb 22; Khon Kaen University, Khon Kaen;2013.883-90.*
- Paksinee K, Ruxwongkana T, Kraisittisirikul G, Trising W, Subbhalekha K. Quality of life in patients prescribed vitamin B1-6-12 for treatment of sensory. *CU Dent J* 2018;41(2):63-70.
- Bernabé E, de Oliveira CM, Sheiham A, Tsakos G. Comparison of the generic and condition-specific forms of the Oral Impacts on Daily Performances (OIDP) Index. *J Public Health Dent* 2009;69(3):176-81.
- Sriboonruang N. The factors related to using dentures' behaviors and quality of elderly people under dentures project, Muang, Lampang District [dissertation]. Bangkok: Thammasat Univ;2016.

15. Panula K, Finne K, Oikarinen K. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: a review of 655 patients. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(10):1128-36.
16. Lee EG, Ryan FS, Shute J, Cunningham SJ. The impact of altered sensation affecting the lower lip after orthognathic treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69(11):e431-45.
17. Alolayan AB, Leung YY. Risk factors of neurosensory disturbance following orthognathic surgery. *PLoS One* 2014;9(3):e91055.
18. Hvaring CL, Birkeland K. & Åström AN. Discriminative ability of the generic and condition specific Oral Impact on Daily Performance (OIDP) among adolescents with and without hypodontia. *BMC Oral Health* 2014; 14(57):1-9.
19. Meger MN, Fatturi AL, Gerber JT, Weiss SG, Rocha JS, Scariot R et al. Impact of orthognathic surgery on quality of life of patients with dentofacial deformity: a systematic review and meta-analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2021;59(3):265-71.
20. Suksang S, Pimkhaokham A. Evaluation of oral health related quality of life in patients undergoing orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg Med Pathol* 2016;28(6):488-92.
21. McLeod NM, Bowe DC. Nerve injury associated with orthognathic surgery. Part 2: inferior alveolar nerve. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2016;54(4):366-71.

ผู้ประพันธ์บรรณกิจ

พิชัย วิทยาภิตติพงษ์

สาขาวิชาศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90110

โทรศัพท์ : 081 698 1083

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: pichai.v@hotmail.com

Impact of Altered Sensation in Lip and Chin Area after Orthognathic Surgery to Oral Health Related Quality of Life

Kanson R¹ Vittayakittipong P^{2,*}

Research Article

Abstract

Lip and chin numbness is a common nerve complication after orthognathic surgery and may impact to the patient's quality of life. This study aimed to evaluate the impact of long term altered sensation in the lip and chin on a patient's quality of life after orthognathic surgery. The study design was a cross-sectional survey on the patient aged between 18 and 70 years old who had altered sensations in the lip and chin area at least 6 months after orthognathic surgery. The demographic and operation data were collected. The impact of oral health-related quality of life was assessed by the Oral Impacts on Daily Performances Index (OIDP) related to numbness of the lip and chin area. The result showed a 34.5% incidence of lip and chin numbness after orthognathic surgery for at least 6 months. Forty-five patients were included in the study. The mean follow-up time was 34.24±17.86 months, and the mean age was 33.64±9.26 years (range 21-67). The study found that lip and chin numbness impacted to oral health related to the quality of life for 31% with mild severity. The mean overall OIDP score was 3.73±13.94. The emotional status was the most impacted by the lips and chin numbness (26.7%). The level of numbness had a significant positive correlation with the overall OIDP score ($p < 0.05$). The study summarized that long term altered sensations in the lip and chin area after orthognathic surgery had a mild degree of impact on oral health-related quality of life and had the greatest impact on the emotional and psychological status. Therefore, long term follows up is necessary for orthognathic surgical patients.

Keywords: Altered sensation/ Lip/ Chin/ Orthognathic surgery/ Oral health related quality of life/ ODIP index

Corresponding Author

Pichai Vittayakittipong

Department of Oral and Maxillofacial Surgery,

Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University,

Amphur Hatyai, Songkhla.

Tel. : +66 81 698 1083

Email : pichai.v@hotmail.com

¹ Dental Department Roi Et Hospital, Roi Et.

² Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkhla.

* Corresponding Author

Anti-Palatal Fibroblast Cells Migration of 5-Aminolevulinic Acid Photodynamic Therapy; *in vitro*

Vichitrnanda V¹ Damrongrungruang T^{2,5} Hormdee D^{3,6} Manosudprasit A^{4,*}

Research Article

Abstract

Palatoplasty on a patient with a cleft palate resulted in the creation of palatal scars. Photodynamic therapy (PDT) is used as an alternative treatment for scar reduction. 5-Aminolevulinic acid (5-ALA) PDT was reported to have the ability of anti-fibrotic in human vocal fold fibroblasts. This study aimed to investigate the anti-migration effect of 5-ALA PDT on palatal fibroblast cells. Palatal fibroblast cells were treated with various concentrations of 5-ALA PDT and evaluated to determine the role of 5-ALA PDT on migration ability. Cell migration was conducted and analyzed by scratch wound healing and collagen contraction assay. The results of the study found that the percentage of cell viability diminished steadily as the concentration increased, and sub-lethal concentration was 0.01, 0.05, 0.1, and 0.2 mM, with 635 nm red light emitting diode (LED), 50 mW/cm², 10 J/cm². The migration of human palate fibroblast cells was inhibited by 5-ALA at doses of 0.1 and 0.2 mM. However, in this study 0.2 mM 5-ALA PDT caused abnormal morphology of cells. In conclusion, the optimal condition 5-ALA PDT for suppressing palatal fibroblast migration without causing cell damage was 0.1 mM 5-ALA PDT with 635-nm red LED at 50 mW/cm², 10J/cm².

Keywords: 5-Aminolevulinic acid / Migration / Palatal fibroblast / Photodynamic therapy

Received: Sep 12, 2023

Revised: Feb 08, 2024

Accepted: April 12, 2024

Introduction

The patients with cleft palate usually undergo surgical palatal closure to repair the communication of the nasal and oral cavity and improve the ability of speech and feeding¹. However, the primary repair of cleft palate normally leaves the palatal scar which impairs growth and development of mid-face and dento-maxillary complex². Therefore, it may require secondary surgical and orthodontic treatment to expand the upper arch³.

Photodynamic therapy (PDT) concept is the combination of photochemical and photophysical processes together leading to biological effects. It is also used for the treatment variety of skin conditions such as scar reduction. Its activity is dependent on a photosensitizer and a specific light source. 5-Aminolevulinic acid (5-ALA) and its methyl ester; methyl aminolaevulinic acid (MAL) are commonly used to treat hypertrophic scars and keloids⁴. It was reported that

patients with hypertrophic scars received MAL PDT, and the scarred area gained softness, more flexibility, less erythema, greater smoothness, a reduction in volume, and no recurring scar, after one year of follow-up. After therapy, histological findings indicate a considerable increase in elastin fibers^{5,6}. 5-ALA PDT has been utilized in the treatment of laryngeal papillomas, precancerous, and cancerous lesions in the mucosal tissue; it also promotes excellent healing in the vocal folds of patients with laryngeal carcinoma^{7,8}.

Recently, a study has demonstrated PDT affects the viability of human vocal fold fibroblasts (VFFs) in a dose-dependent response. PDT at sublethal doses modifies VFF expression in anti-fibrotic activities by reducing cell migration, decreasing collagen contraction, and altering fibroblast-myofibroblast differentiation. These findings

¹ Department of Orthodontics, School of Dentistry, University of Phayao, Phayao.

² Division of Oral Diagnosis, Department of Oral Biomedical Sciences, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

³ Division of Periodontology, Department of Oral Biomedical Sciences, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen

⁴ Division of Orthodontics, Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen

⁵ Research Group of Melatonin, Khon Kaen University, Khon Kaen.

⁶ Research Group of Chronic Inflammatory Oral Diseases and Systemic Diseases Associated with Oral Health, Khon Kaen University, Khon Kaen.

* Corresponding Author

imply that PDT may be effective in treating vocal fold scars by using 5-ALA as a photosensitizer⁹.

Since cleft palate patients usually present palatal scar after surgical closure, which leads to maxillary constriction, a reduction in palatal scar is also meaningful. 5-ALA PDT is useful in the treatment of surgical scars in previous studies. Many studies have suggested that PDT alters wound healing and scar formation by modifying fibroblastic activities and altering matrix components¹⁰. However, very little literature studied PDT's effect on oral mucosal tissue including palatal scar tissues; therefore, it would be interesting to determine whether PDT may influence scar formation on human palatal fibroblasts. The purpose of this study was to investigate the effect of 5-ALA PDT on the migratory behavior of human palatal fibroblasts. The results of our research project will help us understand the effect of PDT in human palatal fibroblast cells in terms of anti-fibrotic conditions. In addition, the findings will be beneficial for the functional roles of PDT in anti-fibrotic activities in oral mucosal tissues and could be clinically applicable to prevent palatal scarring due to surgical palatal closure in cleft palate patients.

Materials and methods

Singlet oxygen measurement

First, prepared 5-ALA solution concentrations of 0.1, 0.5, 1, 2, 3, and 5 mM from 5-ALA powder (Sigma Chemical Co., MO, USA) dissolved with distilled water. Next, each concentration of 5-ALA solution was mixed with a fluorescent probe, which is 9, 10-dimethylanthracene (DMA; Sigma Chemical Co., MO, USA), DMA soluble with Dimethyl sulfoxide (DMSO; AMRESCO®, VWR international, Pennsylvania, USA). The final concentration of DMA is 10 μ M and the concentration of DMSO is less than 1%. The positive control was 10 μ M Erythrosine solution (Sigma Chemical Co., MO, USA) with a fluorescent probe. The negative control was distilled water and a fluorescent probe without 5-ALA. The solution was added to a 96-black well plate and was activated with a customized 635 nm LED illuminator for the 96-well plate (a collaboration between Faculty of Dentistry and Faculty of Engineering, Khon Kaen

University, Thailand), continuous mode, average power 50 mW/cm², 10 J/cm². Afterwards, measured singlet oxygen level by fluorescence intensity with a spectrophotometer (Varioskan™ LUX multimode microplate reader, ThermoFisher, USA) with excitation wavelength 375 nm and emission wavelength 436 nm. Every step of this experiment was conducted in dark conditions and the results were recorded and calculated.

Cell culture

Palatal fibroblast cells were provided from the leftover palatal tissue of the patient who underwent a connective tissue graft to repair gingival recession. Primary palatal fibroblasts were cultured with Dulbecco's modified Eagle's medium (DMEM; Gibco™, Thermo Fisher Scientific, USA) with 10% v/v fetal bovine serum (FBS; Gibco™, Thermo Fisher Scientific, New York, USA) and 1% v/v Antibiotic-antimycotic (Gibco™, Thermo Fisher Scientific, New York, USA) and incubated under 5% CO₂, 90% N₂ and 5% O₂ at 37°C to allow the outgrowth of fibroblasts. Fibroblasts were used between the fourth and eighth passages.

Cell viability assay

Palatal fibroblast cells were prepared in DMEM with 10% FBS and mixed with Trypan blue (Sigma Chemical Co., MO, USA) then counted with Hemocytometer. Then seeded 10⁴ cells per well in a black 96-well plate and incubated the cells for 24 hours. Medium were changed to 0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, and 0.5 mM of 5-ALA in 1% FBS DMEM. Positive control was 10% FBS DMEM without 5-ALA medium. The negative control was 1% FBS DMEM with 1% v/v Triton-X (Sigma Chemical Co., Missouri, USA). After being incubated for 6 hours, the cells in 96-black well plates were activated with the above-mentioned diode laser, and incubated for 24 hours. Cell viability was determined using the PrestoBlue™ Cell Viability Reagent (Gibco™, Thermo Fisher Scientific, New York, USA). Results recorded using fluorescence intensity value from a spectrophotometer with excitation wavelength 560 nm and emission wavelength 590 nm. The value obtained from the above-mentioned spectrophotometer was calculated as the percentage of viable cells. If cell viability is reduced to 70%, that condition has a cytotoxic potential.

Scratch wound healing assay

The fourth passage of palatal fibroblast cells (0.5 ml of 10^5 cells/ml) were seeded into 24-black well plates and incubated for 18 hours. Then the media were changed to the different concentrations of non-cytotoxicity dose of 5-ALA PDT mixed with complete media and incubated for 6 hours. After that, the cells were activated with a 635 nm red laser (Lasotronix, Piaseczno, Poland), average power of 50 mW/cm^2 , 10 J/cm^2 . Then created a linear wound immediately using a sterile $100 \mu\text{l}$ tip, wash the cells with D-PBS twice, and incubated for 24 hours.

The photos at 50X magnification were taken at baseline, and 24 hours. At each time point, 5 photos were in random areas in each well. The migration areas were analyzed by Image J densitometry software (NIH, Bethesda, Maryland, USA). Wound closure rates were defined as the rates of cell migration which were calculated in pixels and converted into a percent closure of the original cell-free scratch area.

Collagen Contraction Assay

Collagen gel was prepared with Rat tail collagen type I (Corning, New York, USA) and adjusted the pH with NaOH. Palatal fibroblast cells were detached from the culture plate, then suspended cells into 0.01, 0.05, 0.1, and 0.2 mM concentrations of 5-ALA within complete culture media (DMEM with 10% FBS and 1% Antibiotic-antimycotic). Next, prepared 0.66 volumes of 8×10^5 cell/ml well-mixed cell suspension to a sterile tube and added 0.33 volumes of 3 mg/ml collagen solution to the cell suspension. The mixture was seeded into 24-black well plates to produce a well-solidified gel with natural pH by adding 1M NaOH and mixing the solution quickly and gently. At room temperature, the suspension in 24-black well plates were activated with the above-mentioned red laser. When the gel was solidify gently added $500 \mu\text{L}$ each well. Use $200 \mu\text{L}$ pipette tip to detach the gel from the well edge. All groups were incubated for 24 hours in a 37°C incubator with 5% CO_2 in light-proof box. The photograph of collagen gel (1X magnification) were

taken at the top of the well and the rate of contraction was determined by the mean of gel diameter using Image J densitometry software ($n=9/\text{group}$). All experiments were performed in a triplicate fashion and dim environment.

Statistical analysis

Descriptive statistics were used for analyzing the mean and standard deviation of the amount of singlet oxygen, cell viability, cell migration areas, and collagen gel diameter from PDT with 5-ALA at different concentrations. The statistical analysis was two-tailed and differences were determined by significance at $p < 0.05$. All data were analyzed using SPSS 20 software (IBM, Armonk, New York, USA).

The linear association between 5-ALA concentrations and average fluorescence value was determined using the Spearman correlation coefficient. The data was calculated by analysis of variance to identify the difference between groups. One-way Analysis of Variance (ANOVA) and multiple comparisons was used to analyze the cells' migration area and gel diameter.

Results

Singlet oxygen measurement

Singlet oxygen values were evaluated by fluorescence intensity from the relative fluorescence unit value. The negative control compared to the increasing concentration of 5-ALA from 0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, and 0.5 mM, resulted in a pronounced increase in the average value relative fluorescence unit from 25.92 ± 0.42 to 56.92 ± 1.72 , 60.04 ± 0.75 , 63.88 ± 2.40 , 70.16 ± 2.98 , 78.30 ± 2.00 , and 100.66 ± 14.04 , respectively (Figure 1). Spearman correlation coefficient demonstrated a near-perfect linear relationship of 5-ALA concentrations and average fluorescence value which has a correlation coefficient of 0.98. Which implies that the higher the concentration of 5-ALA is the more fluorescence intensity (Figure 2).

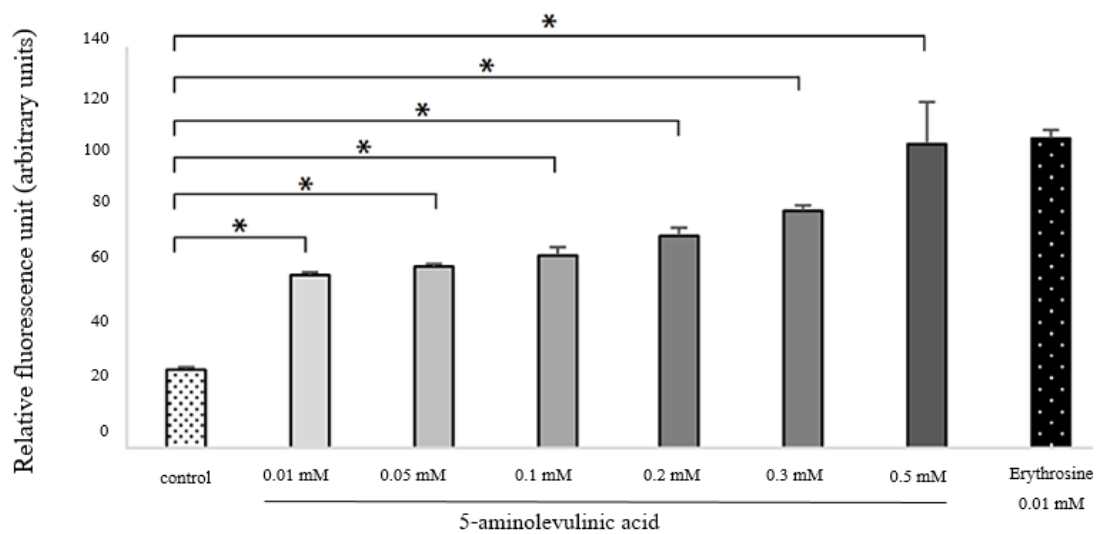


Figure 1 Relative oxygen amount presented by an average and SD relative fluorescence unit and concentration of 5-ALA PDT when compared to the negative control (DW) using 635 nm red LED in continuous mode, 50 mW/cm² and 10 J/cm² at the distance between laser top to bottom of well = 20 mm *One-way ANOVA and multiple comparison statistically significant difference (p<0.05)

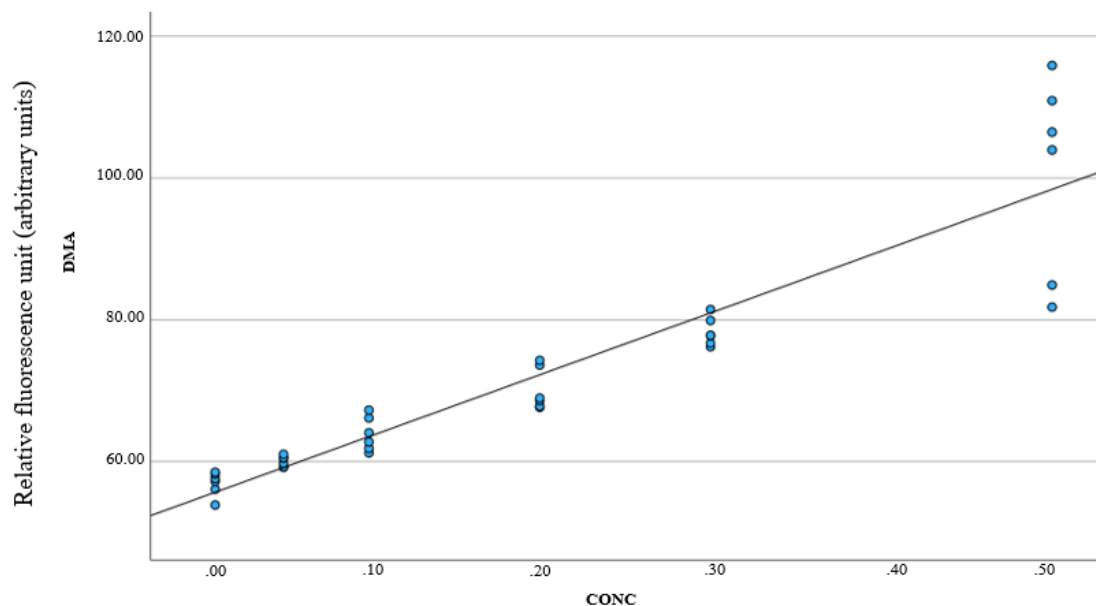


Figure 2 Spearman correlation coefficient demonstrated a near perfect linear relationship of 5-ALA concentrations and average fluorescence value

Cell Viability Assay

The percentage of cell viability compared between cell cultures with complete medium and different concentrations of 5-ALA PDT at 24 hours was estimated using viable cells. The percentage of cell viability, decreased steadily as the concentration increased, except for 0.05 mM 5-ALA, when the percentage of cell viability increased slightly to 89.32±11.36 percent. Cell viability was less than 70% at

concentrations of 0.3 and 0.5 mM, 56.94±5.05 percent and 52.46±6.62 percent, respectively (Table 1).

Scratch wound healing assay

Wound closure rates were determined by the area of palatal fibroblast cell migration after being treated with PDT using 0.01, 0.05, 0.1, and 0.2 mM 5-ALA for 24 hours. By increasing the concentration to 0.01, 0.05, 0.1, and 0.2 mM, the area of cell migration decreased from 85.37 % to 83.56%,

77.91%, 48.85%, and 21.22 %, respectively. Statistical analysis revealed a significant difference between 5-ALA concentration of 0.1 mM significantly different from the control group, 0.01, and 0.05 mM. Similar to 0.2 mM 5-ALA, which differed significantly from the control group, as well as 0.01, 0.05, and 0.1 mM (Figure 3).

Collagen contraction Assay

After 24 hours of incubation, the collagen contraction assay used gel diameter to evaluate the ability of palatal fibroblast migration under different concentrations of SL-PDT. The collagen gel diameter was increased from 7.01 ± 1.58 mm in, the control group, to 7.18 ± 1.60 , 7.25 ± 1.36 , 8.78 ± 1.63 and 12.92 ± 1.79 mm at the 5-ALA PDT concentration of 0.01, 0.05, 0.1 mM and 0.2 mM, respectively (Figure 4). Consequently, the collagen gel contraction rate was reduced from 55.05% to 54.00%, 53.53%, 43.71%, and 17.15%, respectively (Table 2). The 5-ALA PDT concentrations of 0.1 mM and 0.2 mM had a significant difference from the control group (Figure 5).

Table 1 The percentage of palatal fibroblast cell viability in various concentrations of 5-ALA PDT

5-ALA PDT concentration (mM)	Percentage of cell viability
0.01	88.33 ± 5.01
0.05	89.32 ± 11.36
0.1	84.16 ± 6.59
0.2	72.84 ± 6.43
0.3	56.94 ± 5.05
0.5	52.46 ± 6.62

Table 2 The collagen gel diameter after treated with various concentrations of 5-ALA PDT over 24 hours of incubation.

5-ALA PDT concentration (mM)	Collagen gel diameter(mm)
0	7.01 ± 1.58
0.01	7.18 ± 1.60
0.05	7.25 ± 1.36
0.1	8.78 ± 1.63
0.2	12.92 ± 1.79

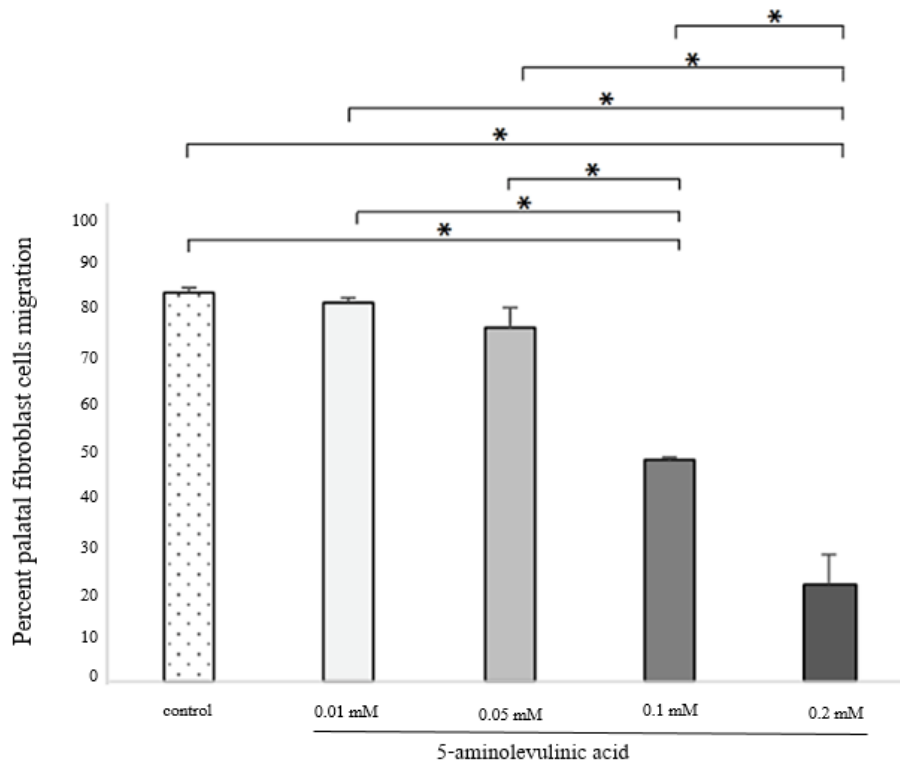


Figure 3 Percentage of palatal fibroblast migration at 24 hours in various 5-ALA PDTs with red LED, 635 nm, continuous mode, 50 mW/cm^2 and 10 J/cm^2 . *One-way ANOVA and multiple comparison statistical significant difference ($p < 0.05$)

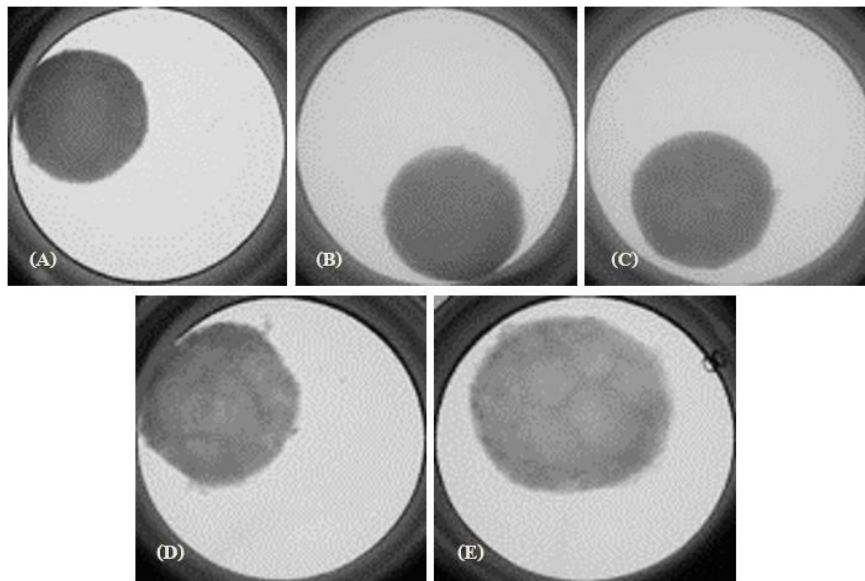


Figure 4 The photograph of collagen gel (1X magnification) in difference concentration of 5-ALA PDT (A) negative control group; complete medium (B) 0.01 mM (C) 0.05 mM (D) 0.1 mM (E) 0.2 mM

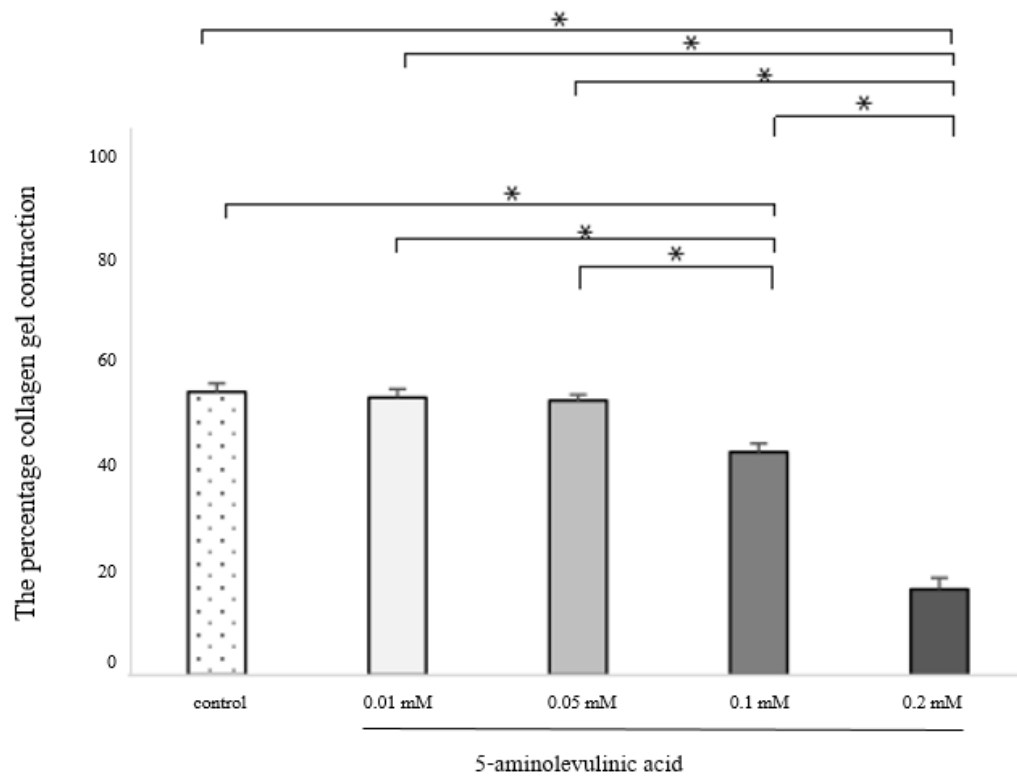


Figure 5 The percent collagen gel contraction and concentration of 5-ALA PDT *One-way ANOVA and multiple comparison statistical significant difference ($p < 0.05$)

Discussion

The purpose of this study was to investigate the effect of 5-ALA PDT on the migratory behavior of human palatal fibroblast cells. In this study, the non-toxicity conditions of palatal fibroblast cells were 0.01, 0.05, 0.1, and 0.2 mM 5-ALA PDT, activated by 635 nm red laser, 50 mW/cm², 10 J/cm². Cell migration was conducted and analyzed by scratch wound healing and collagen contraction assay. Palatal fibroblast cell migration is affected by 5-ALA PDT in a dose-dependent manner. The concentrations of 5-ALA 0.1 and 0.2 mM were the concentrations that were able to inhibit the migration of human palate fibroblast cells. However, in this study 0.2 mM 5-ALA PDT caused abnormal morphology of cells. In conclusion, the migration of palatal fibroblast cells is affected by 5-ALA PDT and the optimal condition for suppressing palatal fibroblast migration without causing cell damage was 0.1 mM 5-ALA PDT with 635-nm red LED at 50 mW/cm², 10J/cm².

This study 5-ALA as a photosensitizer, in different concentrations to study cell viability and migration. 5-ALA is a second-generation photosensitizer, which could be applied topically or systematically⁷. Previous studies showed that 5-ALA and MAL were the most common photosensitizers in PDT for keloids and hypertrophic scars in both laboratory studies and clinical studies. The results also showed that the 5-ALA PDT reaction reduced the proliferation and migration of normal dermal fibroblasts grown in a gel matrix^{11,12}.

Singlet oxygen measurement presented the relationship between 5-ALA concentration and the fluorescence intensity. Reactive oxygen species (ROS) from the photodynamic reaction is short-lived, making it quite difficult to measure. Measuring ROS with the fluorescent probe is one of the effective procedures¹³. This study used the relatively simple fluorescence probe, DMA, which was bound especially to singlet oxygen. DMA has high sensitivity and specificity for singlet oxygen species^{14,15}. Measured values were in arbitrary units of the relative fluorescent unit which represented the amount of singlet oxygen that had been produced from photodynamic reaction.

From this study, the cell viability assay result showed that the percentage of cell viability decreased gradually as the concentration increased. This can be inferred that the increasing singlet oxygen from a higher 5-ALA concentration resulted in more cytotoxicity to palatal fibroblast cells. Except for 0.05 mM 5-ALA PDT, the percentage of cell viability slightly increased to 89.32%, which was similar to the study of Jang et al. (2013) which found that low-level PDT causes a slight increase in fibroblast proliferation and activation with no statistically significant difference¹⁶.

Non-cytotoxic potential concentrations of 5-ALA PDT were utilized for the cell migratory ability by scratch wound healing assay. The migration of palatal fibroblasts was dose-dependently influenced, activated by 5-ALA PDT, 635 nm red laser, 50 mW/cm², 10 J/cm². The concentrations of 5-ALA that were not cytotoxic and inhibited palatal fibroblast cell movement were 0.1 and 0.2 mM, respectively, with migration decreasing from 85.37 % to 56.02 % and 21.22 %. The fibroblast-induce collagen gel contraction assay was established by Bell et al. (1979) to study the interaction of fibroblast in the extracellular matrix, of collagen. The collagen volume decreases due to the fibroblast motility throughout the collagen matrix and arranges the collagen fiber which produces the contractile force¹⁷. The result of this study demonstrated the collagen gel diameter decreased in the same direction as the concentration of 5-ALA PDT. This can imply that the higher concentration of 5-ALA PDT produces the amount of ROS that inhibits fibroblast motility.

Our findings matched those of Zhang et al. (2018), who found that 0.2 mM 5-ALA PDT greatly reduced vocal cord fibroblast migration⁹. The findings were comparable to those of Yang et al (2007), who found that 5-ALA PDT inhibited the migration of head and neck cancer cells¹⁸. On the other hand, low levels of 5-ALA PDT promoted fibroblast proliferation and motility in human dermal fibroblasts due to increased intracellular ROS¹⁶. Nonetheless, the most efficient inhibitor of migratory activity was 0.2 mM 5-ALA PDT, which did not

produce considerable cell death but revealed an aberrant shape of palatal fibroblast cells under the microscope (Figure 6). As a result of our research, we suggested that 0.1 mM 5-ALA PDT, activated by 635 nm red laser, 50 mW/cm², 10 J/cm², was the suitable condition for inhibiting palatal fibroblast migration without causing cell morphology aberration and alteration.

Fibroblasts serve a crucial function in the healing and scarring of wounds¹⁹. According to a previous study, buccal, periodontal, and epidermal fibroblasts have diverse movement characteristics in the wound-healing process²⁰. This experiment isolated palatal fibroblast from the leftover palatal tissue of a patient who underwent a connective tissue graft to repair gingival recession from a healthy patient. The former study showed that palatal fibroblasts from children with cleft palate a little bit differed from normal palatal fibroblasts in the expression of TGF- β isoforms²¹. Cleft palate fibroblasts synthesized higher amounts of sulfated glycosaminoglycans and collagen than normal fibroblasts but produced less

cellular hyaluronic acid²², which might contributed to hardening and less flexibility of the tissue. Cell migration is one of the mechanisms that play a role in wound healing and scar formation. Therefore, other parts of the scar formation mechanism should be investigated to establish the anti-fibrotic activity of 5-ALA PDT.

Conclusion

The migration of palatal fibroblast cells is affected by 5-ALA PDT and the suggested condition for suppressing palatal fibroblast migration without causing cell damage was 0.1 mM 5-ALA PDT with 635-nm red LED at 50 mW/cm², 10J/cm². Our results provide not only new information for understanding the effect of 5-ALA PDT on human palatal fibroblast in terms of cell migration but also useful for future clinical application of palatal scar treatment.

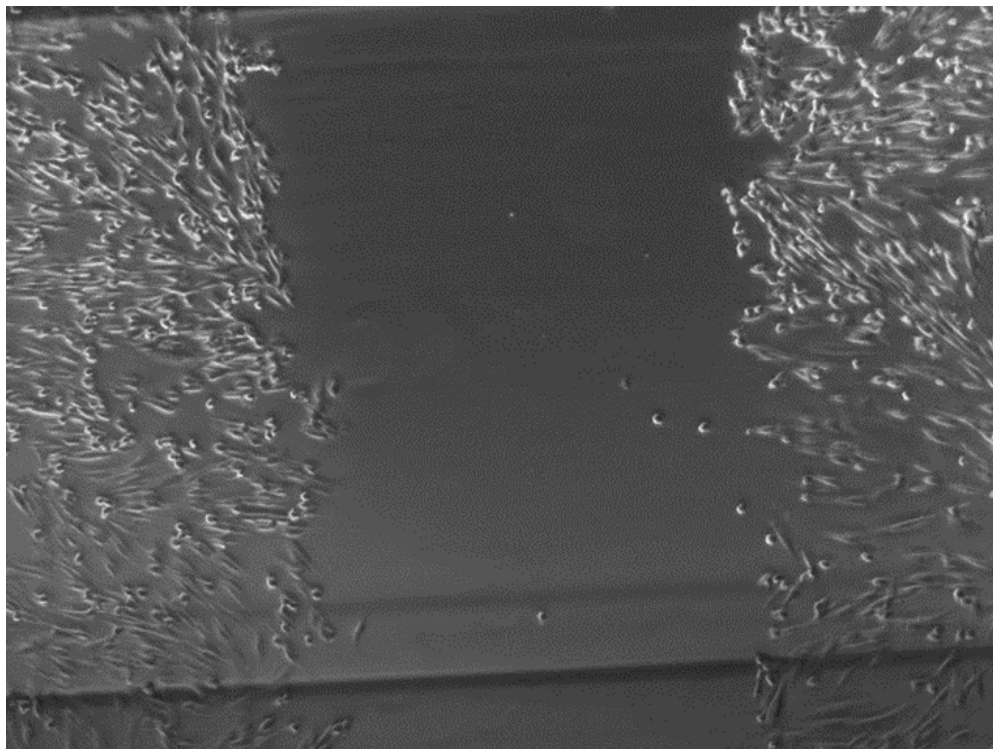


Figure 6 The concentration of 0.2 mM 5-ALA PDT during the scratch wound healing assay at 50X magnification demonstrated no migration and abnormal morphology of palatal fibroblast cells.

Acknowledgment

The authors would like to thank, the center of cleft lip-cleft palate and craniofacial deformities, Khon Kaen University, under Tawanchai royal grant project, for funding this research.

Ethical approval

This research was expedited review and approved from Center for Ethics in Human Research, Khon Kaen University, project No: HE632119.

Conflicts of interest

We hereby declare that we have no financial or personal relationships with other people, commercial, public funding agencies or organizations that could inappropriately influences or bias this study.

References

- Proffit WR, Fields HW, Larson BE, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2019.
- Ross RB. Growth of the facial skeleton following the Malek repair for unilateral cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J* 1995;32(3):194-8.
- J Liu, EN Lamme, RPM Steegers, IPC Krapels, Z Bian, H Marres et al. Cleft palate cells can regenerate a palatal mucosa in vitro. *J Dent Res* 2008;87(8):788-92.
- Morton C, Szeimies RM, Sidoroff A, Wennberg AM, Basset-Seguín N, Calzavara-Pinton P, et al. European dermatology forum guidelines on topical photodynamic therapy. *Eur J Dermatol* 2015;25(4):296-311.
- Bruscino N, Lotti T, Rossi R. Photodynamic therapy for a hypertrophic scarring: a promising choice. *Photodermatol Photoimmunol Photomed* 2011;27(6):334-5.
- Campbell SM, Tyrrell J, Marshall R, Curnow A. Effect of MAL-photodynamic therapy on hypertrophic scarring. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2010 Sep;7(3):183-8.
- Dolmans DE, Fukumura D, Jain RK. Photodynamic therapy for cancer. *Nat Rev Cancer* 2003;3(5):380-7.
- Biel MA. Photodynamic therapy treatment of early oral and laryngeal cancers. *Photochem Photobiol* 2007;83(5):1063-8.
- Zhang C, Wang J, Chou A, Gong T, Devine EE, Jiang JJ. Photodynamic therapy induces antifibrotic alterations in primary human vocal fold fibroblasts. *Laryngoscope* 2018;128(9):E323-31.
- Morton CA, Szeimies RM, Basset-Séguin N, Calzavara-Pinton PG, Gilaberte Y, et al. European Dermatology Forum guidelines on topical photodynamic therapy 2019 Part 2: emerging indications—field cancerization, photorejuvenation and inflammatory/infective dermatoses. *J Eur Acad Dermatol Venereol* 2020;34:17-29.
- Wachowska M, Muchowicz A, Firczuk M, Gabrysiak M, Winiarska M, Wanczyk M, et al. Aminolevulinic Acid (ALA) as a prodrug in photodynamic therapy of cancer. *Molecules* 2011;16(5):4140-64.
- Tosa M, Ogawa R. Photodynamic therapy for keloids and hypertrophic scars: a review. *Scars Burn Heal* 2020;6:2059513120932059.
- Karrer S, Bosserhoff AK, Weiderer P, Landthaler M, Szeimies RM. Influence of 5-aminolevulinic acid and red light on collagen metabolism of human dermal fibroblasts. *J Invest Dermatol* 2003;120(2):325-31.
- Gomes A, Fernandes E, Lima JL. Fluorescence probes used for detection of reactive oxygen species. *J Biochem Biophys Methods* 2005;65(2-3):45-80.
- Cao Y, Koo YE, Koo SM, Kopelman R. Ratiometric singlet oxygen nano-optodes and their use for monitoring photodynamic therapy nanoplateforms. *Photochem Photobiol* 2005;81(6):1489-98.
- Jang YH, Koo GB, Kim JY, Kim YS, Kim YC. Prolonged activation of ERK contributes to the photorejuvenation effect in photodynamic therapy in human dermal fibroblasts. *J Invest Dermatol* 2013;133(9):2265-75.
- Bell E, Ivarsson B, and Merrill C. Production of a tissue-like structure by contraction of collagen lattices by human fibroblasts of different proliferative potential *in vitro*. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1979;76(3):1274-78.

18. Yang TH, Chen CT, Wang CP, Lou PJ. Photodynamic therapy suppresses the migration and invasion of head and neck cancer cells in vitro. *Oral oncol* 2007;43(4):358-65
19. Desmouliere A, Chaponnier C, Gabbiani G. Tissue repair, contraction, and the myofibroblast. *Wound Repair Regen* 2005;13(1):7-12.
20. Grinnell F, Fibroblasts, myofibroblasts, and wound contraction. *J Cell Biol* 1994;124(4):401-04.
21. Bodo M, Baroni T, Carinci E, Becchetti E, Bellucci C, Pezzetti F, et al. TGF β isoforms and Decorin gene expression are modified in fibroblasts obtained from non-syndromic cleft lip and palate subjects. *J Dent Res* 1999;78(12):1783-90.
22. Bosi G, Evangelisti R, Valeno V, Carinci F, Pezzetti F, Calastrini C, et al. Diphenylhydantoin affects glycosaminoglycans and collagen production by human fibroblasts from cleft palate patients. *J Dent Res* 1998;77(8):1613-21.

Corresponding Author

Aggasit Manosudprasit
Division of Orthodontics,
Department of Preventive Dentistry,
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,
Amphur Mueang, Khon Kaen, 40002.
Tel. : +66 43 202 405 #45144
Fax : +66 43 202 862
E-mail : aggama@kku.ac.th

การยับยั้งการย้ายถิ่นของเซลล์ ไฟโบร بلاสต์ เพดานปากมนุษย์ด้วยโฟโตไดนามิกบำบัดร่วมกับกรด 5-อะมิโนลิวูลินิกในห้องปฏิบัติการ

วิลาสินี วิจิตรานนท์¹ ชีระศักดิ์ คำรุ่งเรือง^{2,5} คุณกัญ หอมคี^{3,6} เอกสิทธิ์ มโนสุตประสิทธิ์^{4,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

การผ่าตัดซ่อมเพดานปากในผู้ป่วยปากแหว่งเพดานโหว่ทำให้เกิดแผลเป็นบริเวณเพดานปาก โฟโตไดนามิกบำบัดเป็นทางเลือกในการรักษาเพื่อลดรอยแผลเป็น มีรายงานว่าโฟโตไดนามิกบำบัดร่วมกับกรด 5-อะมิโนลิวูลินิก มีความสามารถในการยับยั้งการเกิดพังผืดในเซลล์ไฟโบร بلاสต์เส้นเสียงของมนุษย์ การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาฤทธิ์ของ 5-อะมิโนลิวูลินิก ต่อการย้ายถิ่นของเซลล์ไฟโบร بلاสต์เพดานปากที่ได้รับการบำบัดด้วยโฟโตไดนามิกบำบัดร่วมกับกรด 5-อะมิโนลิวูลินิก ความเข้มข้นต่าง ๆ และนำมาวิเคราะห์โดยการรักษาด้านผลจากการขีดข่วนและการทดสอบการหดตัวของคอลลาเจน ผลการศึกษาพบว่าความเข้มข้นที่สูงขึ้นส่งผลให้มีความมีชีวิตของเซลล์ลดลง โดยความเข้มข้นที่ไม่ทำให้เซลล์ตายคือ 0.01 0.05 0.1 และ 0.2 มิลลิโมลาร์ ภายใต้แสงเลเซอร์สีแดง ความยาวคลื่น 635 นาโนเมตร กำลัง 50 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ที่ระดับพลังงาน 10 จูลต่อตารางเซนติเมตร อีกทั้งที่ความเข้มข้น 0.1 และ 0.2 มิลลิโมลาร์ เป็นความเข้มข้นที่สามารถยับยั้งการย้ายถิ่นของเซลล์ไฟโบร بلاสต์เพดานปากมนุษย์ได้ แต่ที่ความเข้มข้น 0.2 มิลลิโมลาร์ ทำให้เกิดสภาวะที่ผิดปกติของเซลล์ โดยสรุปคือโฟโตไดนามิกบำบัดร่วมกับกรด 5-อะมิโนลิวูลินิก มีฤทธิ์ในการยับยั้งการย้ายถิ่นของเซลล์ไฟโบร بلاสต์เพดานปากได้ และสภาวะที่เหมาะสมสำหรับการยับยั้งการย้ายถิ่นของไฟโบร بلاสต์เพดานปากโดยไม่ทำให้เซลล์เสียหายคือ กรด 5-อะมิโนลิวูลินิก ความเข้มข้น 0.1 มิลลิโมลาร์ ภายใต้แสงเลเซอร์สีแดง ความยาวคลื่น 635 นาโนเมตร กำลัง 50 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ที่ระดับพลังงาน 10 จูลต่อตารางเซนติเมตร

คำใบ้รหัส: กรด 5-อะมิโนลิวูลินิก/ โฟโตไดนามิกบำบัด/ ไฟโบร بلاสต์เพดานปาก/ การย้ายถิ่นของเซลล์

ผู้ประพันธ์บทความ

เอกสิทธิ์ มโนสุตประสิทธิ์

แขนงวิชาทันตกรรมจัดฟัน สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์ : 043 202 405 #45144

โทรสาร : 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : aggamma@kku.ac.th

¹ สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยพะเยา จังหวัดพะเยา

² แขนงวิชาชีววิทยาช่องปาก สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

³ แขนงวิชาปริทันตวิทยา สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

⁴ แขนงวิชาทันตกรรมจัดฟัน สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

⁵ กลุ่มวิจัยเนลาไทนิน มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

⁶ กลุ่มวิจัย โรคอ้วนเรื้อรังของช่องปากและโรคทางระบบที่เกี่ยวข้องกับสุขภาพช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

แนวทางการจัดทำธนาคารข้อมูลฟันเทียมทั้งปาก: กรณีศึกษา 2 ราย

คาราพร แซ่ลี¹ สุวิทย์ ลิ้มปิ่นปามี^{2,*}

รายงานผู้ป่วย

บทคัดย่อ

การเก็บข้อมูลฟันเทียมทั้งปากของผู้ป่วยที่ใช้งานได้โดยไม่มีปัญหาใดๆ ไประยะเวลาหนึ่ง ด้วยระบบดิจิทัลทางทันตกรรมสามารถนำมาใช้เป็นข้อมูลในการสร้างฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ให้กับผู้ป่วย โดยทันตแพทย์จะสแกนฟันเทียมและบันทึกการสบฟันในช่องปากขณะผู้ป่วยใส่ฟันเทียมแล้วบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์ดิจิทัลไว้ในรูปแบบ “ธนาคารข้อมูลฟันเทียม” ซึ่งข้อมูลที่เก็บไว้นี้จะช่วยให้ทันตแพทย์ลดระยะเวลาในการสร้างฟันเทียมชุดใหม่ให้กับผู้ป่วยสูงอายุที่มีจำนวนมากขึ้นในปัจจุบัน ซึ่งผู้สูงอายุก็มีข้อจำกัดทางสุขภาพร่างกายในการที่จะต้องเดินทางมารับการรักษาหลายครั้ง หรืออาจไม่สามารถให้ความร่วมมือในการรักษาเนื่องจากสภาวะบางอย่างทางสมอง เช่น โรคอัลไซเมอร์ หรือภาวะหลงลืม ดังนั้นการเก็บข้อมูลเป็นไฟล์ดิจิทัลของฟันเทียมไว้จะเป็นประโยชน์แก่ผู้ป่วยอย่างมากในอนาคต

คำใบ้: ฟันเทียมทั้งปาก/ ธนาคารข้อมูลฟันเทียม/ ดิจิทัลทางทันตกรรม

Received: Feb 07, 2024

Revised: May 12, 2024

Accepted: May 13, 2024

บทนำ

ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีดิจิทัลมาใช้ในการทันตกรรมมากขึ้น โดยเฉพาะการทำฟันเทียมทั้งปาก ขั้นตอนการทำงานแบบดิจิทัล (Digital workflow) ช่วยให้ผู้ป่วยได้รับความสะดวกสบายในการรักษาในคลินิก^{1,2,3} เช่น ขั้นตอนการทำรอยพิมพ์และการบันทึกการสบฟัน ช่วยลดเวลาและจำนวนครั้งในการรับรักษา⁴⁻⁸ ตลอดจนช่วยลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจากการทำงานในห้องปฏิบัติการด้วยวิธีแบบดั้งเดิม (Conventional technique) เช่น ขั้นตอนการนำแบบหล่อมาติดตั้งในกลุอุปกรณ์ขากรรไกรจำลอง (Articulator mounting) ขั้นตอนเรียงฟัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งในขั้นตอนการเปลี่ยนซีฟิ่งเป็นเรซินอะคริลิก (Acrylic resin) ซึ่งมักพบการหลุดตัวของวัสดุ ส่งผลต่อความถูกต้องของชิ้นงานฟันเทียม ซึ่งแตกต่างจากการทำฟันเทียมด้วยเทคโนโลยีดิจิทัลที่สามารถเลือกใช้วิธีการขึ้นรูปฟันเทียมด้วยการพิมพ์ (Printing) หรือการกลึง (Milling) ทำให้การทำฟันเทียมชุดที่สองให้กับผู้ป่วยสามารถทำได้ง่ายขึ้นโดยใช้นาฬิกาข้อมูลผู้ป่วยที่ถูกจัดเก็บไว้จึงช่วยประหยัดเวลาในห้องปฏิบัติการ⁹⁻¹³ และวัสดุดังกล่าวมีคุณสมบัติที่ดีกว่าวัสดุที่ใช้แบบดั้งเดิม¹⁴⁻¹⁵ ทำให้ได้ฟันเทียมที่มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น¹⁴

ขั้นตอนการเก็บข้อมูลฟันเทียมของผู้ป่วยจะทำหลังจากที่ผู้ป่วยได้ลองใช้งานฟันเทียมชุดใหม่สักระยะ มีการปรับแต่งรอยกดด้านเนื้อเยื่อและการสบฟันจนผู้ป่วยสามารถใส่ฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ได้สบาย ทันตแพทย์จะทำการบันทึกข้อมูลฟันเทียมทั้งปากไว้ในรูปแบบดิจิทัล ซึ่งสามารถนำข้อมูลออกมาสร้างฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ได้หากฟันเทียมชุดเก่ามีปัญหา เช่น ฟันเทียมสึกจากการใช้งาน ทำให้สูญเสียมิติแนวโค้ง ฟันเทียมแตกหักเสียหายหรือสูญหาย หรือในกรณีที่ผู้ป่วยมีปัญหาทางสุขภาพทำให้ไม่สามารถทำตามคำสั่งที่ทันตแพทย์บอกได้ หรือทำได้ยากลำบาก เช่น ผู้ป่วยพาร์กินสัน (Parkinson's) ผู้ป่วยอัลไซเมอร์ (Alzheimer) ผู้ป่วยติดเตียง (Bedridden) เป็นต้น โดยไม่ต้องทำทุกขั้นตอนซ้ำเหมือนการทำงานแบบดั้งเดิม ทำให้สามารถลดจำนวนครั้งที่ผู้ป่วยต้องมาพบทันตแพทย์⁴⁻⁵

แนวคิดการทำ “ธนาคารข้อมูลฟันเทียม” (Denture data bank) นี้เกิดขึ้นเพื่อให้ทันตแพทย์เก็บข้อมูลฟันเทียมทั้งปากของผู้ป่วยที่ใช้งานได้ดี มีประสิทธิภาพ ภายหลังจากการกลับมาตรวจซ้ำและทันตแพทย์ได้ปรับแต่งแก้ไขจนสามารถใช้งานได้ดีแล้ว เพื่อที่จะใช้สร้างฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ในกรณีต้องการทำฟันเทียมชุดที่สองให้กับผู้ป่วย ซึ่งหากทำได้ด้วย

¹ สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

² ศูนย์ทันตสุขภาพชุมชน สำนักงานสาธารณสุขจังหวัดนครราชสีมา อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา

* ผู้ประพันธ์บทความ

วิธีดั้งเดิมต้องนัดหมายผู้ป่วยมารับการรักษาทุกขั้นตอน แต่การใช้เทคโนโลยีดิจิทัลมาช่วยในการทำงาน จะช่วยลดขั้นตอนการรักษาให้กับผู้ป่วยในอนาคต⁷ ซึ่งสามารถทำได้หลายรูปแบบ เช่น การสร้างฟันเทียมชุดใหม่จากไฟล์เดิมที่เก็บไว้ (Copy denture technique) หรือการสร้างฟันเทียมชุดใหม่จากไฟล์เดิมที่เก็บไว้ ร่วมกับการสแกนฐานฟันเทียมเดิมที่ได้รับการปรับปรุงฐานหรือเสริมฐาน (Reference denture technique)

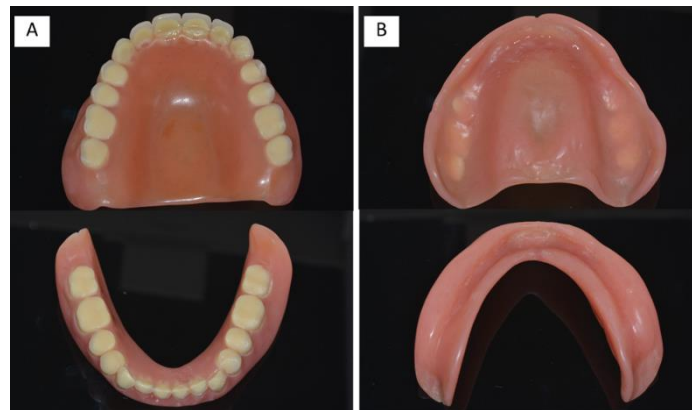
การสร้างฟันเทียมชุดใหม่จากไฟล์เดิมที่เก็บไว้ ทันตแพทย์สามารถสร้างชิ้นงานด้วยวิธีการพิมพ์ หรือการกลึงฟันเทียมชุดใหม่ออกมาได้ทันทีโดยไม่ต้องนัดหมายผู้ป่วย วิธีนี้จะทำในกรณีที่สภาพช่องปากผู้ป่วยไม่มีการเปลี่ยนแปลงมาก ซึ่งสามารถทดสอบได้จากการยึดอยู่ (Retention) และเสถียรภาพ (Stability) ของฟันเทียมชุดเดิม โดยด้านบดเคี้ยวอาจมีการสึกหรือสูญเสียมิติแนวโค้งได้บ้างจากการใช้งาน ดังกรณีตัวอย่างผู้ป่วยรายที่ 1 ซึ่งได้รับฟันเทียมทั้งปากไปใช้งาน และทันตแพทย์ทำการปรับแต่งจนผู้ป่วยสามารถใช้งานฟันเทียมทั้งปากได้อย่างดีแล้ว จึงทำการสแกนข้อมูลของฟันเทียมทั้งปากของผู้ป่วยไว้ในธนาคารข้อมูลฟันเทียม

ในกรณีการสร้างฟันเทียมชุดใหม่จากไฟล์เดิมที่เก็บไว้ แต่มีการปรับปรุงฐานหรือเสริมฐาน ทันตแพทย์จะขึ้นรูปฟันเทียมทั้งปากจากธนาคารข้อมูลฟันเทียม โดยเทคนิคพิมพ์ฟันเทียมลอง (Trial denture) เพื่อนำมาลองในปากผู้ป่วยแล้วทำการปรับปรุงฐานหรือเสริมฐาน วิธีการนี้จะทำในกรณีที่เนื้อเยื่อในช่องปากมีการเปลี่ยนแปลง ซึ่งทดสอบได้จากฟันเทียมชุดเดิมที่มีการกระดกหรือมีการยึดอยู่ที่ไม่ดีเนื่องจากสันเหงือกมีการสูญสลาย (Resorption) จากนั้นนำฟันเทียมชุดลองที่มีการปรับปรุงฐาน มาสแกนผิวด้านสัมผัสเนื้อเยื่อ (Tissue surface) ใหม่ นำไฟล์ชุดใหม่ที่ได้นำมาใช้ร่วมกับไฟล์ข้อมูลชุดเดิมเพื่อสร้างฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ ซึ่งช่วยทำให้การสร้างฟันเทียมทั้งปากใช้เวลาลดลงและมีประสิทธิภาพมากขึ้น^{8,9,15}

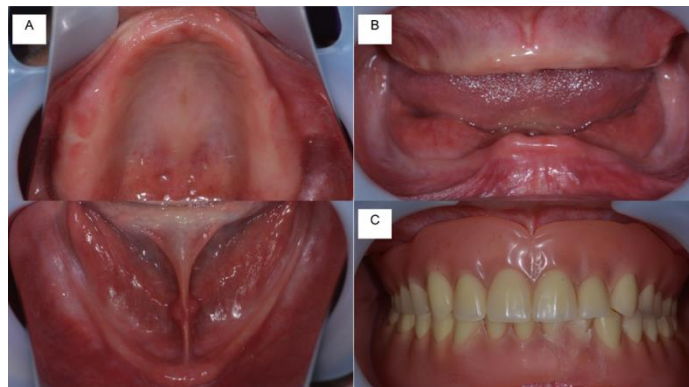
วัตถุประสงค์ของบทความนี้ เพื่อเป็นแนวทางในการเก็บข้อมูลฟันเทียมทั้งปากในรูปแบบดิจิทัลหลังจากที่ผู้ป่วยใช้งานได้สบาย โดยใช้เครื่องสแกนในช่องปาก (Intraoral scanner) แล้วนำข้อมูลไปสร้างฟันเทียมชุดต่อไปให้ผู้ป่วยในอนาคต เพื่อลดจำนวนครั้งในการมาพบทันตแพทย์ ลดขั้นตอนการรักษา และได้ฟันเทียมที่มีคุณภาพและมีลักษณะเหมือนหรือใกล้เคียงฟันเทียมชุดเดิม

รายงานผู้ป่วย

ผู้ป่วยรายที่ 1 ผู้ป่วยหญิงไทยอายุ 80 ปี มีโรคประจำตัวเป็นโรคความดันโลหิตสูง แต่ควบคุมได้ ไม่มีฟันธรรมชาติเหลือในช่องปาก มาพบทันตแพทย์ด้วยสาเหตุฟันเทียมเคี้ยวอาหารไม่ละเอียด ได้รับการรักษาด้วยฟันเทียมทั้งปากเมื่อ พ.ศ. 2546 ด้วยวิธีการแบบมาตรฐานดั้งเดิมซึ่งประกอบด้วย 5 ขั้นตอน (5-visits denture technique) คือ เริ่มจากการพิมพ์แบบขั้นแรก (Primary impression) เพื่อนำมาทำถาดพิมพ์ปากเฉพาะบุคคล จากนั้นนำมาพิมพ์แบบขั้นสุดท้าย (Final impression) ด้วยวัสดุโพลีเอเทอร์ (Polyether: Impregum Penta 3MESPE, Germany) แล้วหล่อแบบหลักเพื่อสร้างแท่นกัก (Occlusion rim) ให้ผู้ป่วยเพื่อใช้ลองรูปร่างและความสูงใบหน้า ทำการบันทึกการกัดสบแล้วส่งห้องปฏิบัติการเพื่อเรียงฟันเทียมทั้งปาก เพื่อนำมาลองให้กับผู้ป่วยอีกครั้งก่อนทำการเปลี่ยนเป็นเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (Heat-cured resin acrylic) ด้วยเทคนิคแบบดั้งเดิม ผู้ป่วยใช้งานฟันเทียมโดยไม่มีปัญหา จนเมื่อปี พ.ศ. 2561 ผู้ป่วยมาพบทันตแพทย์เพื่อทำฟันเทียมทั้งปากชุดใหม่ด้วยสาเหตุฟันเทียมเดิมหลวมและกระดก (รูปที่ 1) จากการตรวจพบว่าสันเหงือกมีการสูญสลายและฟันเทียมทั้งปากมีการสึกทำให้ความสูงฟันเทียมลดลง (รูปที่ 2C) แต่เนื่องจากผู้ป่วยเริ่มมีอาการของโรคอัลไซเมอร์ ถึงแม้จะสามารถทำตามสิ่งที่ทันตแพทย์บอกได้ แต่เริ่มมีอาการมึนงงและสับสนบ่อยครั้งและมักมีปัญหาทางด้านอารมณ์ หากต้องทำหัตถการเป็นเวลานานๆ ทันตแพทย์จึงทำฟันเทียมทั้งปากชุดที่สองให้โดยการลดขั้นตอนการทำงานให้เหลือเพียงสองครั้ง (2-visits denture technique) โดยการนัดหมายครั้งที่หนึ่งทันตแพทย์ทำการพิมพ์เสริมฐานฟันเทียมบนและล่างชุดเดิม (รูปที่ 3A) โดยให้ผู้ป่วยกัดสบขณะพิมพ์ (Closed mouth technique) (รูปที่ 3B) บันทึกการ สบฟันด้วยขี้ผึ้งอะลูวักซ์ (Aluwax: Aluwax Dental Products company, U.S.A.) (รูปที่ 3C) เทแบบหลักและนำเข้าติดตั้งในกลอุกรณ์ขากรรไกรจำลอง (รูปที่ 4A) สร้างแท่นกักที่ลอกเลียนรูปร่างการเรียงตัวของฟันเทียมชุดเดิม (รูปที่ 4B, C) จากนั้นส่งห้องปฏิบัติการเพื่อทำการสร้างฟันเทียมชุดใหม่ โดยออกแบบการสบฟันแบบระนาบเดียว (Monoplane occlusion) โดยใช้ฟันแผงชนิดไร้ปุ่มฟัน (Zero degree or cusplless teeth) (Flat AC, Yamahachi Dental MFG., CO., Japan) การนัดหมายครั้งที่สองทันตแพทย์ได้ส่งมอบฟันเทียมชุดใหม่ให้ผู้ป่วยไปใช้งาน (รูปที่ 5A)

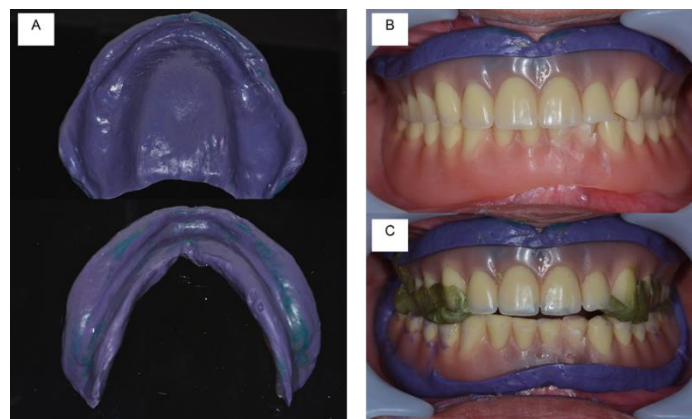


รูปที่ 1 ฟันเทียมผู้ป่วยซึ่งใช้งานมาตั้งแต่ ปี 2546-2561 (A) ด้านบดเคี้ยวของฟันเทียมบนและล่าง (B) ด้านสัมผัสเนื้อเยื่อของฟันเทียมบนและล่าง
Figure 1 The pictures show dentures that were worn from 2003-2018 (A) occlusal surface of upper and lower dentures, (B) tissue surface of upper and lower dentures.



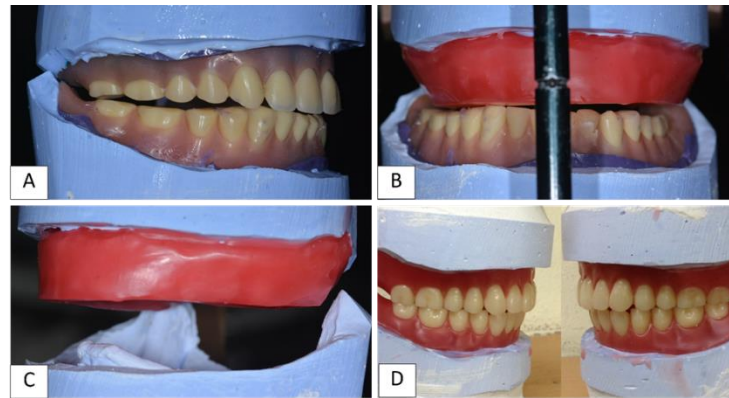
รูปที่ 2 สภาพสันเหงือกและฟันเทียมของผู้ป่วย ปี 2561 ก่อนทำฟันเทียมชุดใหม่แบบสองครั้ง (A) สันเหงือกขากรรไกรบนและล่าง (B) ความสัมพันธ์ขากรรไกรบนและล่างในช่องปากด้านหน้า (C) ฟันเทียมในช่องปากที่ใช้งานในช่วงปี พ.ศ. 2546-2561

Figure 2 The pictures show alveolar ridges and dentures in 2018 before the new dentures have been fabricated. (A) edentulous ridge of maxillary and mandibular arch, (B) ridge relationship on front view, (C) Complete dentures that have been used during 2003-2018.



รูปที่ 3 การรักษาในการนัดหมายครั้งที่หนึ่ง ด้วยการพิมพ์เสริมฐานฟันเทียมบนและล่างด้วยวัสดุพิมพ์โพลีเอเทอร์ โดยให้ผู้ป่วยกัดสบขณะพิมพ์และบันทึกการสบฟันด้วยขี้ผึ้งอะลู (A) รอยพิมพ์ขั้นสุดท้ายของฟันเทียมบนและล่าง (B) การพิมพ์ปากขั้นสุดท้ายในขากรรไกรบนโดยให้ผู้ป่วยกัดสบขณะพิมพ์ (C) การพิมพ์ปากขั้นสุดท้ายในขากรรไกรล่างและการบันทึกการสบฟันด้วยขี้ผึ้งอะลู

Figure 3 The pictures show the treatment in the first visit. Relining of upper and lower dentures using polyether with closed mouth technique and bite registration with Aluwax. (A) final impression of upper and lower denture, (B) final impression of the upper arch using a closed mouth technique, (C) final impression of the lower arch and bite registration with Aluwax.



รูปที่ 4 ขั้นตอนในห้องปฏิบัติการ (A) การนำแบบหลักและฟันเทียมชุดเดิมเข้ากลู๊ปกรรไกรจำลอง (B) ความสัมพันธ์ของแท่นกัดบนกับฟันเทียมล่าง การสร้างแท่นกัดขึ้นจากจุดอ้างอิงฟันเทียมเดิม (C) ความสัมพันธ์ของแท่นกัดบนกับสันเหงือกล่าง (D) การเรียงฟันในขากรรไกรบนและล่างทางด้านข้างซ้ายและขวา

Figure 4 Illustration of laboratory process. (A) articulator mounting of existing denture and model, (B) upper occlusion rim and lower existing denture relationship, (C) upper occlusion rim and lower arch relationship, (D) denture teeth arrangement of upper and lower arch on left and right-side views.

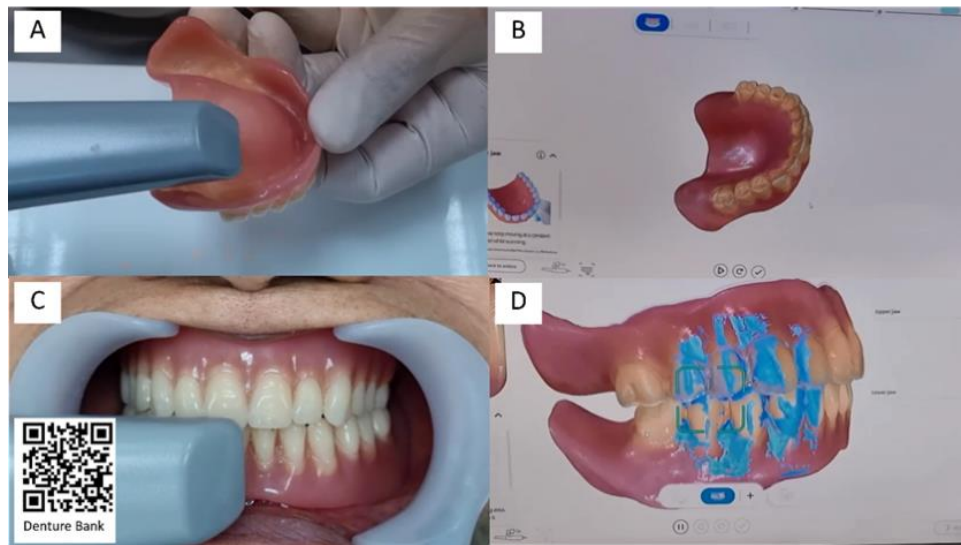


รูปที่ 5 ฟันเทียมชุดต่าง ๆ ของผู้ป่วยตั้งแต่ปี 2561-2566 (A) ฟันเทียมชุดใหม่ทำในปี พ.ศ. 2561 ออกแบบการสบฟันเป็นระนาบเดียว (B) ฟันเทียมผู้ป่วยหลังใช้งานไป 5 ปี (พ.ศ. 2561-2566) มีการสึกด้านสบฟัน สบคร่อมและเอียงไปด้านซ้าย (C) ฟันเทียมผู้ป่วยชุดใหม่ทำในปี พ.ศ. 2566 ออกแบบเป็นแบบได้ดุลใช้ปุ่มลิ้น

Figure 5 Existing dentures from previous treatment during 2018-2023. (A) dentures constructed in 2018 with monoplane occlusion, (B) existing dentures after usage for 5 years (2018-2023), malocclusion, cross-bite and the lower denture favors the left-hand side occlusal wear were noted, (C) the picture shows the third dentures which was constructed in 2023 with lingualized bilateral balanced occlusion.

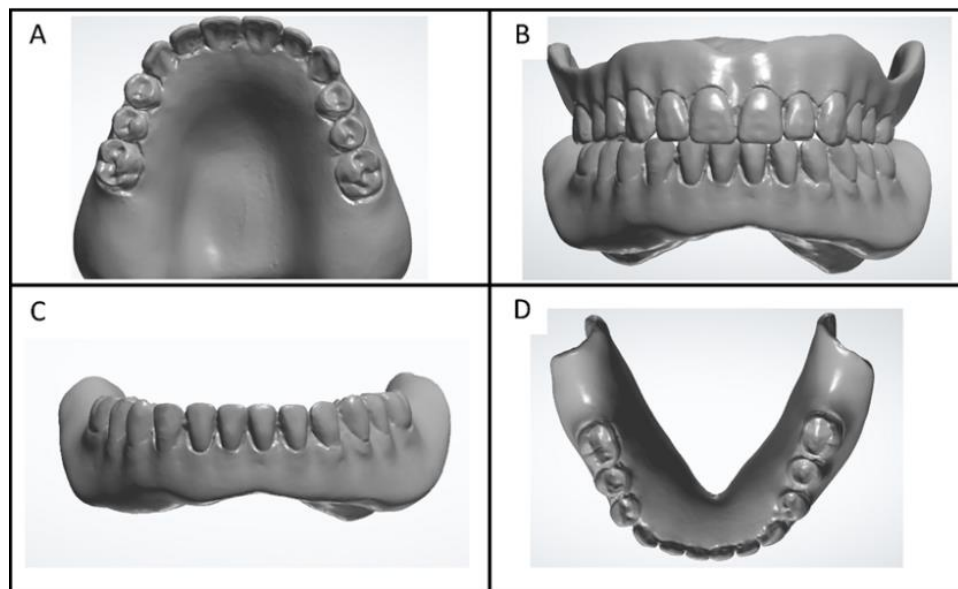
หลังจากใช้งานฟันเทียมไป 5 ปี ในปี พ.ศ. 2566 ผู้ป่วยกลับมาเพื่อทำฟันเทียมชุดใหม่อีกครั้ง เนื่องจากการสบฟันที่เปลี่ยนไป ด้านบนเคี้ยวสึก (รูปที่ 5B) และสบคร่อมเคลื่อนออกไปด้านซ้าย (รูปที่ 5C) ส่วนของฐานฟันเทียมยังอยู่ในสภาพที่ดีมีการยึดอยู่และเสถียรภาพที่ดี มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย จึงวางแผนทำฟันเทียมชุดใหม่ด้วยเทคนิคแบบมาพบทันตแพทย์สองครั้งเช่นเดิม โดยการนัดหมายครั้งแรกใช้วัสดุปรับสภาพเนื้อเยื่อ (Tissue conditioner) (Denture-soft, Kamemizu Chem. industry.co.th, Japan) ในการพิมพ์สันเหงือกแทนการใช้วัสดุโพลียูเธอร์แบบเดิม เนื่องจากผู้ป่วยมีการควบคุมกล้ามเนื้อได้ไม่ดีแล้ว ทันตแพทย์ให้การรักษาระบบขึ้นตอนเดิมเหมือนครั้งที่ผ่านมา แต่ครั้งนี้ออกแบบการสบฟันแบบได้ดุลใช้ปุ่มลิ้น (Lingualized balanced occlusion) เลือกชนิดฟันแฟงแบบมีปุ่มฟันเฉพาะ (Wide functional area cusp teeth ,WFA) (Major

Plus Comp, Majordent, Italy) เนื่องจากแฟงฟันชนิดนี้มีปุ่มฟันด้านลิ้นที่กว้างขึ้น สามารถเลือกใช้ในกรณีผู้ป่วยสันกระดูกที่สูญเสียมากและปุ่มฟันที่มีสามารถช่วยนำทางให้ผู้ผู้ป่วยสบในตำแหน่งการสบศูนย์ (Centric occlusion) ได้ง่าย การนัดหมายครั้งที่สองทันตแพทย์ส่งมอบฟันเทียมชุดใหม่ให้ผู้ผู้ป่วยไปใช้งาน (รูปที่ 5D) หลังจากการติดตามการรักษาคือเป็นเวลา 4 เดือน ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ปกติ ทันตแพทย์ทำการเก็บข้อมูลฟันเทียมผู้ป่วยด้วยการสแกนฟันเทียมทุกด้านพร้อมบันทึกการสบฟันในช่องปากให้เป็นไฟล์ดิจิทัล (รูปที่ 6) เนื่องจากสุขภาพผู้ป่วยมีปัญหาโดยอาการโรคอัลไซเมอร์มีแนวโน้มรุนแรงมากขึ้น ซึ่งในอนาคตทันตแพทย์สามารถเรียกไฟล์ข้อมูลจากธนาคารข้อมูลฟันเทียมของผู้ป่วยรายนี้ (รูปที่ 7) มาสร้างฟันเทียมชุดต่อไปให้ผู้ผู้ป่วยได้สะดวกขึ้น



รูปที่ 6 ขั้นตอนในการเก็บข้อมูลฟันเทียมที่ผู้ป่วยใช้งานได้ดีมาระยะเวลาหนึ่ง ด้วยการสแกนฟันเทียมและบันทึกการสบฟันในช่องปากด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก (สแกน QR code เพื่อดูวิดีโอ) (A) การสแกนฟันเทียมบนด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก (B) ภาพฟันเทียมบนที่ได้จากการสแกน (C) การสแกนการบันทึกการสบฟันของฟันเทียมในช่องปาก (D) ภาพจากการสแกนฟันเทียมบนและล่าง ขณะบันทึกการสบฟัน

Figure 6 The digitization of well-adapted dentures. Dentures scanning and bite digital recording using intraoral scanner. Please scan QR code for the video demonstration. (A) scanning process of upper denture with intra-oral scanner, (B) picture of upper denture obtained from oral scan, (C) scanning process of jaw relation record of upper and lower denture in mouth, (D) picture of upper and lower denture during jaw relation record obtained from oral scan.



รูปที่ 7 ไฟล์ข้อมูลฟันเทียมที่เก็บไว้ในระบบคอมพิวเตอร์ (A) ด้านบนของฟันเทียมบน (B) ด้านหน้าของฟันเทียมบนและล่าง (C) ระนาบบนของฟันเทียมล่าง (D) ด้านบนของฟันเทียมล่าง

Figure 7 3D computer files of dentures installed on a computer. (A) occlusal view of upper denture, (B) frontal view of upper and lower denture, (C) occlusal plane of lower denture, (D) occlusal view of lower denture.

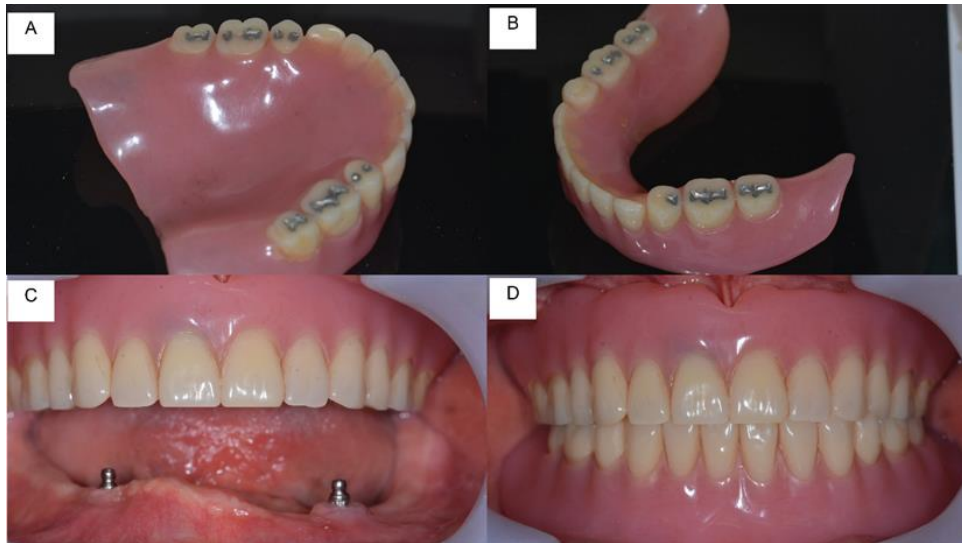
ผู้ป่วยรายที่ 2 ผู้ป่วยชายไทย อายุ 70 ปีได้รับการรักษาด้วยรากเทียมรองรับฟันเทียมทั้งปากเมื่อปี พ.ศ. 2557 (รูปที่ 8) ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ดีและมาตรวจตามนัดเป็นระยะ หลังจากใช้งานได้ 5 ปี เมื่อ พ.ศ. 2562 พบว่ามีด้านบดเคี้ยวสึกไปมากจึงได้เสริมด้านบดเคี้ยวด้วยวัสดุอุดคอมมัลกัมเพื่อชะลอการสึกเนื่องจากอมัลกัมมีความแข็งแรงมากกว่าฟันเรซินอะคริลิก หลังจากใช้งานไป 9 ปี เมื่อ พ.ศ. 2566 ฟันเทียมมีการสึกของด้านบดเคี้ยวและมีการขยับของฟันเทียมมากขึ้น (รูปที่ 9) ทันตแพทย์จึงวางแผนทำฟันเทียมชุดใหม่ให้ผู้ป่วยด้วยเทคนิคสร้างฟันเทียมระบบดิจิทัล โดยการสร้างฟันเทียมสำเนา (Duplicated denture) ด้วยเรซินอะคริลิกใส แล้วทำรอยพิมพ์ด้านเนื้อเยื่อด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคน (Elite HD, Zhermack S.P.A., Italy) พร้อมบันทึกการกัดสบด้วยวัสดุซิลิโคน (Occlufast Rock, Zhermack S.P.A., Italy) เพิ่มความสูงของไบหน้าส่วนล่าง จากนั้นทำการสแกนฟันเทียมด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก (Aoralscan 3, SHINING 3D, CHINA) (รูปที่ 10) และส่งไฟล์ข้อมูลให้ห้องปฏิบัติการสร้างฟันเทียม (รูปที่ 11) โดยออกแบบการสบฟันเป็นแบบได้ดุลทั้งสองข้าง (Bilateral balanced occlusion) จากนั้นทันตแพทย์ทำขึ้นฟัน

เทียมลองโดยขึ้นรูปด้วยวิธีการพิมพ์ เพื่อลองฟันทั้งปากให้เสมือนจริงให้ผู้ป่วยก่อน (รูปที่ 12) ทำการกรัดฟันเทียมชุดจริง (รูปที่ 13) โดยเลือกวัสดุกลึงฟันเทียมระบบ Ivotion สีวัสดุฟัน A3 และฐานฟันเทียมสีชมพู (Ivotion denture, Tooth Shades: A3, Base Shades: Preference, Pink-V, Ivoclar, Liechtenstein) ขึ้นวัสดุกลึงมีความหนา 38 มิลลิเมตร ซึ่งฟันเทียมจะมีส่วนตัวฟันและฐานฟันเทียมเป็นเนื้อเดียวกัน ทำให้มีความแข็งแรงและให้การยึดอยู่ระหว่างฟันกับฐานฟันเทียมที่ดีกว่า สามารถทำได้ง่ายกว่าเทคนิคแบบดั้งเดิม หลังจากการติดตามการรักษา 4 เดือน (รูปที่ 14) ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ปกติ จึงทำการเก็บข้อมูลฟันเทียมผู้ป่วยด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก พร้อมบันทึกการสบฟันให้เป็นไฟล์ดิจิทัล (รูปที่ 15) ปัจจุบันผู้ป่วยมีสุขภาพแข็งแรงดีและแรงบดเคี้ยวจากฟันเทียมทั้งปากที่รองรับด้วยรากเทียมมีมากกว่าฟันเทียมทั้งปากปกติ ซึ่งมักส่งผลให้มีการสึกด้านบดเคี้ยวมากกว่า¹⁶ หากเกิดปัญหาดังกล่าวในอนาคตทันตแพทย์สามารถเรียกข้อมูลเดิมจากธนาคารข้อมูลฟันเทียมที่เก็บไว้ มาสร้างฟันเทียมชุดใหม่ได้ทันที



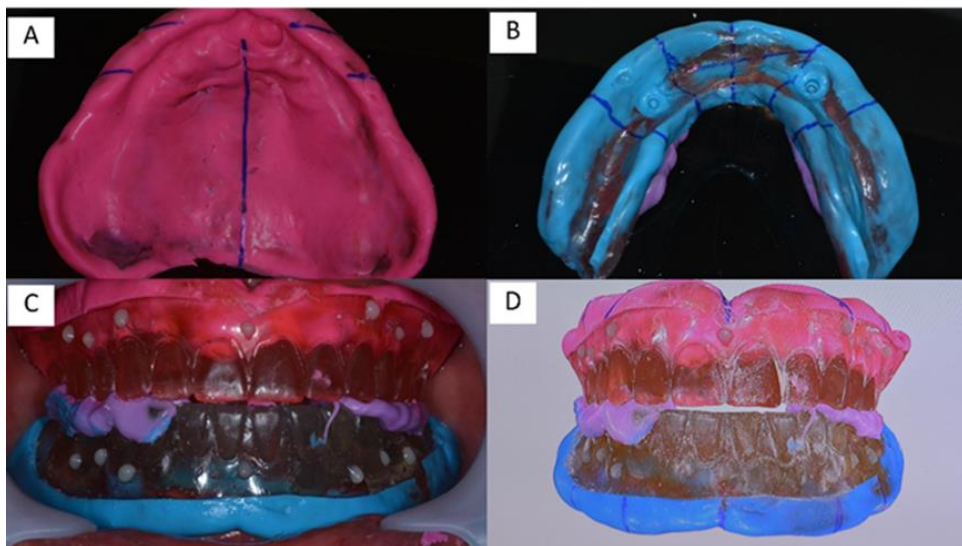
รูปที่ 8 ภาพในช่องปากผู้ป่วยหลังจากได้รับการรักษาด้วยรากเทียมรองรับฟันเทียมทั้งปากเมื่อ พ.ศ. 2557 (A) สันเหงือกขากรรไกรบน (B) สันเหงือกบนและล่างในช่องปากด้านหน้า (C) ความสัมพันธ์ฟันเทียมบนกับสันเหงือกล่างในช่องปากด้านหน้า (D) ฟันเทียมในช่องปากด้านหน้า

Figure 8 Patient oral conditions after implants retained complete denture was constructed in 2014 (A) upper edentulous ridge, (B) frontal view of edentulous ridge in the mouth, (C) frontal view of upper denture and lower ridges in the mouth, (D) frontal view of upper and lower dentures in the mouth.



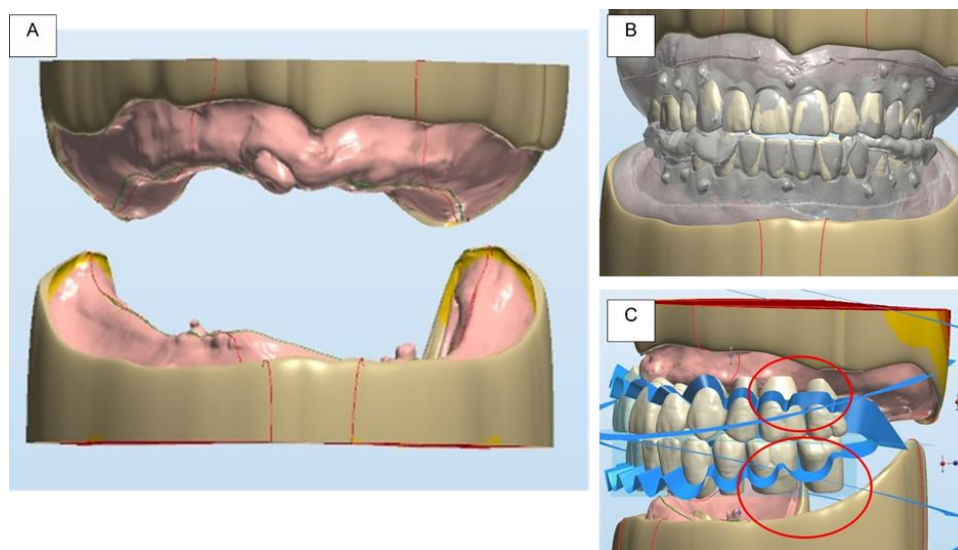
รูปที่ 9 ฟันเทียมที่ได้ใช้งานไปแล้ว 9 ปี (พ.ศ. 2557-2566) พบว่าด้านบดเคี้ยวมีการสึกทำให้การสบฟันไม่เสถียร (A) ด้านบดเคี้ยวของฟันเทียมบน (B) ด้านบดเคี้ยวของฟันเทียมล่าง (C) ความสัมพันธ์ฟันเทียมบนกับสันเหงือกกลางในช่องปากด้านหน้า (D) การสบฟันของฟันเทียมในช่องปากด้านหน้า

Figure 9 Upper and lower dentures after 9 years of usage (2014-2023). Occlusal wear noted, leading to unstable occlusion. (A) occlusal view of the upper denture, (B) occlusal view of the lower denture, (C) frontal view of the upper denture and lower ridges in mouth, (D) frontal view of the occlusion of the upper and lower dentures.



รูปที่ 10 รอยพิมพ์ปากด้านเนื้อเยื่อบนและล่าง และการบันทึกการสบฟันในปาก โดยการใช้ฟันเทียมแบบเสมือนแทนฟันเทียมจริง และภาพแสดงข้อมูลจากการสแกนด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก ในคอมพิวเตอร์ ก่อนส่งไปยังห้องปฏิบัติการ (A) รอยพิมพ์ปากด้านเนื้อเยื่อขากรรไกรบน (B) รอยพิมพ์ปากด้านเนื้อเยื่อขากรรไกรล่าง (C) การบันทึกการสบฟันในปากด้วยวัสดุซิลิโคน (D) ภาพข้อมูลการสบฟันของฟันเทียมบนและล่างจากการสแกนด้วยเครื่องสแกนในช่องปาก

Figure 10 Impression of the tissue side on the upper and lower duplicated dentures, jaw relation record ,3D scan files to be sent to laboratory. (A) impression of the tissue side on the upper duplicated denture, (B) impression of the tissue side on the lower duplicated denture, (C) jaw relation record with silicone in the mouth, (D) 3D scan file of the jaw relation record.



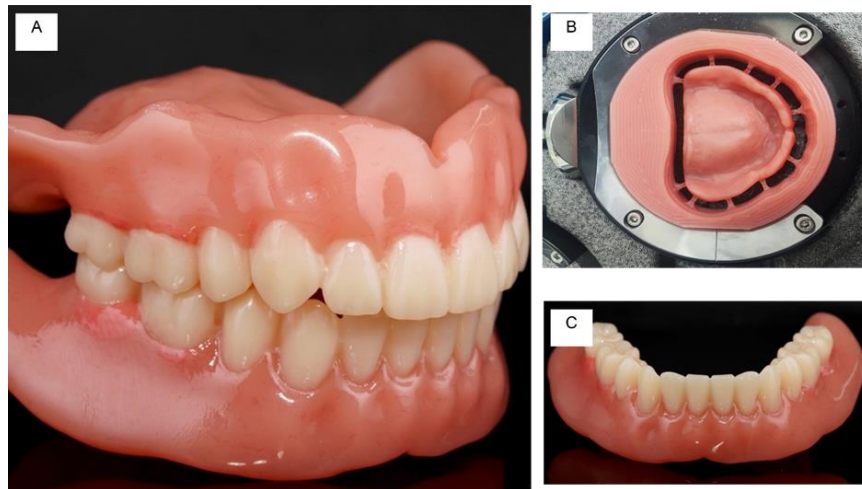
รูปที่ 11 ไฟล์ข้อมูลฟันเทียมผู้ป่วยที่ห้องปฏิบัติการได้รับและออกแบบฟันเทียมชุดใหม่ (A) ไฟล์สแกนด้านหน้าของสันเหงือก (B) ไฟล์สแกนของข้อมูลฟันเทียมเสมือน (C) การออกแบบฟันเทียมด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

Figure 11 3D files were sent to the laboratory and a new denture design was established. (A) file scan of the edentulous ridge in frontal view, (B) file scan of the trial denture, (C) denture design with computer program in the laboratory (Ivotion, Ivoclar, Liechtenstein).



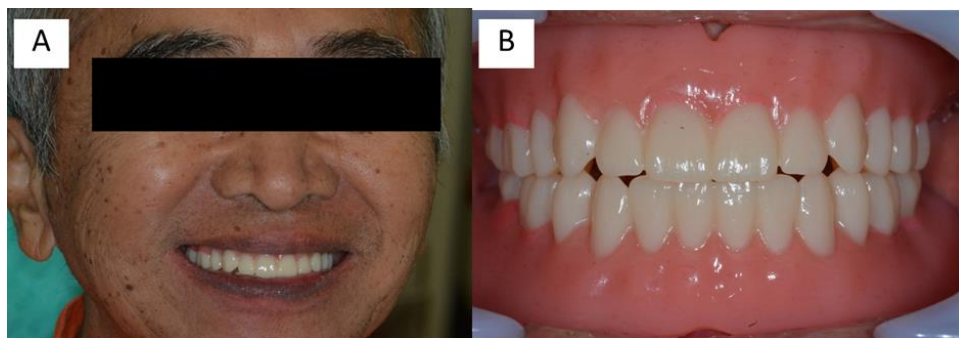
รูปที่ 12 ใบหน้าผู้ป่วยที่ได้ลองฟันเทียมชุดลองโดยสร้างชิ้นงานด้วยวิธีการพิมพ์ (A) ใบหน้าผู้ป่วยที่ได้ลองฟันเทียมชุดลอง (B) ฟันเทียมชุดลอง (C) ฟันเทียมชุดลองในช่องปาก

Figure 12 Trial denture obtained from printing denture. (A) facial profile after wearing the trial denture, (B) trial denture, (C) trial denture in the mouth.



รูปที่ 13 ฟันเทียมชุดใหม่โดยสร้างชิ้นงานด้วยวิธีการกลึง (A) ฟันเทียมชุดใหม่ที่ได้จากการกลึง (B) ด้านเนื้อเยื่อของแท่งฟันเทียมที่ได้จากการกลึง (C) ระนาบบดเคี้ยวของฟันเทียมล่างชุดใหม่ด้านหน้า

Figure 13 New dentures from the milling process (Ivotion, Ivoclar, Liechtenstein). (A) new dentures from the milling process, (B) tissue surface of the new denture from the milling process, (C) occlusal plane of the lower new denture.



รูปที่ 14 ใบหน้าผู้ป่วยที่ได้ใส่ฟันเทียมชุดใหม่ที่ได้จากการกลึง (A) ใบหน้าผู้ป่วยที่ได้ลองฟันเทียมชุดใหม่ (B) ฟันเทียมชุดใหม่ในช่องปาก

Figure 14 New dentures obtained from milling process in use. (A) facial profile after wear new denture, (B) new denture in the mouth.

บทวิจารณ์

ปัจจุบันได้มีการนำเทคโนโลยีระบบดิจิทัลมาใช้ในการคลินิกทันตกรรมมากขึ้น โดยทันตแพทย์สามารถใช้เครื่องสแกนในช่องปากเพื่อตรวจและวางแผนรักษาในงานหัตถการต่างๆ ได้แก่ งานฟันเทียมติดแน่น งานวางตำแหน่งฝังรากเทียม งานทันตกรรมจัดฟันรวมถึงงานฟันเทียมถอดได้ เป็นต้น บทความนี้เสนอแนวทางการการใช้เทคโนโลยีดิจิทัลมาบันทึกข้อมูลฟันเทียมทั้งปากของผู้ป่วยที่ใช้งานฟันเทียมได้ โดยไม่มีปัญหาใดๆ ไประยะเวลาหนึ่ง โดยใช้เครื่องสแกนในช่องปากทำการสแกนฟันเทียมนอกช่องปาก ซึ่งสามารถทำได้ง่ายและสะดวกกว่าการสแกนเนื้อเยื่อและสันเหงือกไร้ฟัน

โดยตรงในช่องปาก สามารถใช้เทคนิคการขีดเส้นที่ผิวด้านสัมผัสเนื้อเยื่อและด้านขัดมัน (Polished surface) และด้านบดเคี้ยวของฟันเทียมเพื่อช่วยในการต่อไฟล์ภาพฟันเทียมทั้งชิ้นให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น การบันทึกตำแหน่งกัดสบในศูนย์ในช่องปากผู้ป่วยโดยตรงขณะผู้ป่วยใส่ฟันเทียม ทำได้ง่ายเนื่องจากฟันเทียมที่ผ่านการใช้งานมาระยะหนึ่งจะมีรอยสึกบนด้านบดเคี้ยวทำให้การกัดสบได้เสถียรมากกว่าฟันเทียมที่เริ่มใช้งานใหม่ อีกทั้งด้านเนื้อเยื่อของฟันเทียมที่ได้ผ่านการปรับแก้ไขแรงกดมาแล้ว ทำให้ได้ข้อมูลแรงกดที่ลงบนสันเหงือกของผู้ป่วยแต่ละตำแหน่งเป็นแรงกดที่สันเหงือกรองรับได้จริงมากกว่าที่ได้จากรอยพิมพ์ปากในขั้นตอนสร้างฟัน

เทียม ทันตแพทย์สามารถใช้ข้อมูลนี้ไปเพื่อสร้างฟันเทียมชุดใหม่ได้ทันทีหรือใช้เพื่อเป็นฟันเทียมชุดรอง เพื่อพิมพ์สันเหงือกที่อาจเปลี่ยนแปลงไป หรือปรับปรุงด้านบดเคี้ยวที่สึกจากการใช้งานจนเสียดสมมูลการสบฟัน เป็นการช่วยลดขั้นตอนในการทำฟันเทียมชุดใหม่ได้ ลดจำนวนครั้งรักษาและใช้เวลาน้อยกว่าการใช้วิธีแบบดั้งเดิม โดยเฉพาะผู้ป่วยฟันเทียมทั้งปากส่วนมากเป็นผู้สูงอายุ ซึ่งมักมีข้อจำกัดทางร่างกายหรือไม่สามารถทำตามทันตแพทย์บอกได้เหมือนแต่ก่อน ข้อมูลฟันเทียมที่เก็บไว้ในธนาคารข้อมูลฟันเทียมนี้อาจเก็บไว้ในรูปแบบไฟล์ดิจิทัลในเครื่องคอมพิวเตอร์หรือในเครื่องเซิร์ฟเวอร์ของคลาวด์ออนไลน์ (Cloud storage) หรือในระบบเก็บข้อมูลของสถานบริการทันตกรรมนั้น ทันตแพทย์สามารถเรียกข้อมูลเพื่อสร้างฟันเทียมได้ทันทีที่ต้องการ นอกจากนี้ยังสามารถใช้เป็นฐานข้อมูลเพื่อวิจัยในการเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นกับฟันเทียมต่อไป เช่น อัตราการสึกของฟันอะคริลิก รูปแบบการบดเคี้ยวจากการใช้งานที่เปลี่ยนแปลงไป ตลอดจนการเปลี่ยนแปลงของสันเหงือกผู้ป่วยได้ การสร้างฟันเทียมด้วยเทคโนโลยีดิจิทัลนอกจากสามารถทำได้รวดเร็ว มีความถูกต้องแม่นยำ ยังมีคุณสมบัติทางกายภาพที่ปรับปรุงดีขึ้น¹⁴ ให้การยึดอยู่ดีกว่า¹⁵ ลดข้อผิดพลาดจากขบวนการทำแบบดั้งเดิม

บทสรุป

ทันตกรรมระบบดิจิทัลในปัจจุบันนอกจากช่วยให้ทันตแพทย์สามารถสร้างฟันเทียมทั้งปากให้ผู้ป่วยได้ มีประสิทธิภาพมากขึ้น ยังมีผลดีด้านอื่นๆ อีกเช่น ช่วยลดขั้นตอนในการมารักษา ผู้ป่วยฟันเทียมทั้งปากโดยมากเป็นผู้สูงอายุมีข้อจำกัดในการรักษาทั้งด้านสุขภาพร่างกายที่เปลี่ยนแปลงไป ร่วมกับการมีโรคประจำตัวที่เพิ่มมากขึ้น ซึ่งการสร้างฟันเทียมชุดใหม่แบบดั้งเดิมต้องใช้เวลาและความร่วมมือจากผู้ป่วยอย่างมาก การนำเทคโนโลยีทางดิจิทัลมาช่วยเก็บข้อมูลฟันเทียมทั้งปากของผู้ป่วย ในช่วงระยะเวลาที่ผู้ป่วยสามารถปรับตัวกับฟันเทียมและใช้งานได้แล้ว เข้าไว้ในธนาคารฟันเทียมจะช่วยให้การสร้างฟันเทียมชุดต่อไปในอนาคตให้ผู้ป่วยสะดวกและง่ายขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ทพ.สรพัญญ์ นามะโน ที่ให้คำแนะนำในการเขียนบทความ

เอกสารอ้างอิง

1. Kouveliotis G, Tasopoulos T, Karoussis I, Rfa Silva N, Zoidis P. Complete denture digital workflow: Combining basic principles with a CAD-CAM approach. *J Prosthet Dent* 2021;127(4):550-55
2. Lo Russo L, Salamini A, Troiano G, Guida L. Digital denture: A protocol based on intraoral scans. *J Prosthet Dent* 2021;125(4):597-602.
3. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;111(5):351-55
4. Kattadiyil MT, AlHelal A. An update on computer-engineered complete dentures: A systematic review on clinical outcomes. *J Prosthet Dent* 2017;117(4):478-85.
5. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent* 2015;114(6):818-25.
6. Kattadiyil MT, AlHelal A, Goodacre BJ. Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2017;117(6):721-28.
7. Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent* 2016;115(5):541-6.
8. Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. Clinical performance of CAD-CAM fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *J Prosthet Dent* 2016;116(3):431-5.
9. Lo Russo L, Caradonna G, Troiano G, Salamini A, Guida L, Ciavarella D. Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2020;123(2):264-68.
10. Lo Russo L, Salamini A. Removable complete digital dentures: A workflow that integrates open technologies. *J Prosthet Dent* 2018;119(5):727-32.

11. Lo Russo L, Salamini A. Single-arch digital removable complete denture: a workflow that starts from the intraoral scan. *J Prosthet Dent* 2018;120(1):20-4.
12. Lo Russo L, Ciavarella D, Salamini A, Guida L. Alignment of intraoral scans and registration of maxillo-mandibular relationships for the edentulous maxillary arch. *J Prosthet Dent* 2019;121(5):737-40.
13. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorenti M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dent Mater J* 2018;37(4):526-33.
14. Bidra AS. The 2-visit CAD-CAM implant retained overdenture: A clinical report. *J Oral Implantol* 2014;40(6):722-8.
15. AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT, Baba NZ, Goodacre CJ. Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2017;117(2):233-8.
16. Afify A, Haney S. Enhancing fracture and wear resistance of dentures/overdentures utilizing digital technology: a case series report. *J Prosthodont*. 2016; 25(6):489-94.

ผู้ประพันธ์บทความ

สุวิทย์ ลิ้มปัทมปาณี

ศูนย์ทันตสุขภาพชุมชน

สำนักงานสาธารณสุขจังหวัดนครราชสีมา

อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

โทรศัพท์ : 093 354 5232

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : pcudentkorat@gmail.com

Guidelines for Creating the Complete Denture Data Bank: Two Case Studies

Sae-Lee D¹ Limpattamapanee S^{2,*}

Case Report

Abstract

The data collected via digital dentistry systems on patients wearing complete dentures without any problems for a certain period can be utilized for creating subsequent sets of dentures, if needed in the future. Dentures are scanned, and bite registration details are digitally recorded and stored as a digital file in the "denture data bank". The time required for constructing a new set of dentures could be reduced, especially in the elderly population, which is growing rapidly as we move towards an aging society. Elderly individuals facing health issues may have limitations in attending multiple dental appointments or may be unable to cooperate with treatment due to conditions such as Alzheimer or dementia. The denture data bank could minimize the number of appointments required and will be beneficial for the patient in the future.

Keywords: Complete denture/ Denture data bank/ Digital dentistry

Corresponding Author

Suwit Limpattamapanee

Nakhon Ratchasima Public Health Provincial Office,

Amphur Muang,

Nakhon Ratchasima, 30000.

Tel. : +66 93 354 5232

Email : pcudentkorat@gmail.com

¹ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

² Nakhon Ratchasima Public Health Provincial Office, Amphur Muang, Nakhon Ratchasima.

* Corresponding Author

A Comparison of the Subjective Masticatory Assessment Accompanied by Food Pictorial Illustration and Test-Chewing in Complete Denture Patients

Rattanauradinthra A¹ Chainansamit T² Siriarpakul P³ Yodsuwan D⁴ Puasiri S⁵ Paphangkorakit J^{6,*}

Research Article

Abstract

The correlation between subjective and objective masticatory assessment could be influenced by the recall ability of food items being asked. This study aimed to compare subjective masticatory assessments with food pictorial illustration and after chewing each food item (test-chewing), and to investigate the relationships between both subjective assessment methods and the objective masticatory assessment. The subjective masticatory assessment was conducted in 21 complete denture wearers using a questionnaire consisting of questions related to the chewing ability of 5 food items, first with food pictorial illustration and then after actually chewing the food. The objective masticatory assessment was performed using color-changeable chewing gum and scored on a 5-scale color shade. Paired t tests were used to determine difference between the subjective masticatory scores and Pearson correlations were used to test any existing correlations. The results showed that the agreement between subjective masticatory scores with pictorial illustration and with test-chewing was high (ICC=0.84). Both scores were not significantly different (20.1±3.9 vs 21.0±4.2 respectively). Neither scores were correlated with the objective masticatory score. It was concluded that subjective masticatory score using a questionnaire with pictorial illustration could reflect patients' actual perception on their chewing ability (likely to be obtained with test-chewing). Since test-chewing is not always practical in field research, using food questionnaire in conjunction with food pictorial illustration is recommended for the subjective assessment of masticatory function.

Key words: Mastication/ Masticatory performance/ Subjective masticatory assessment

Received: Feb 06, 2024

Revised: Jun 06, 2024

Accepted: Jul 09, 2024

Introduction

Tooth loss in the elderly leads to problems in chewing, aesthetics, speech, and psychological well-being, ultimately affecting their quality of life. Tooth loss is usually treated with fixed or removable prostheses. These dental prostheses substitute lost or extracted teeth and play a vital role in restoring jaw functions such as chewing, speech production, and facial aesthetics. Despite advanced dental substitution technology, complete dentures are still widely-prescribed for edentulous patients in various parts of the world.^{1,2} Because of its tissue borne nature, a complete

denture is less effective in breaking up food, compared to natural dentition.^{3,4}

Various methods are used to assess masticatory function in patients with compromised dentition, broadly classified into subjective and objective assessments.⁵ Objective assessment involved tests that can quantify the size distribution of chewed food particles^{6,7} or the mixture of food colors during chewing.⁸⁻¹⁰ The mixing ability test appears to be suitable for patients with complete dentures.¹⁰ On the other hand, subjective assessments used questionnaires to evaluate

¹ Department of Out Patient Dental Clinic, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

² Dental Department, Khon Kaen Hospital, Amphur Mueang, Khon Kaen.

³ Dental Department, Si Satchanalai Hospital, Amphur Si Satchanalai, Sukhothai.

⁴ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

⁵ Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

⁶ Department of Oral Biomedical Science, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

* Corresponding Author

chewing difficulty and/or chewing satisfaction.¹¹⁻¹⁴ Different studies have established their own lists of food items for the subjective assessment. Food questionnaires generally included a list of foods ranging from softest to hardest, with variations based on the geographical location of the population being studied. For example, Hirai et al.¹¹ utilized a questionnaire with a total of 35 food items, categorized into 5 groups, each containing 7 items, based on the texture and stickiness of the foods being Category I: pudding, bananas, boiled cabbage, boiled carrot, boiled taro, sliced raw tuna, boiled onions; Category II: strawberries, ham, boiled chicken, boiled fish paste patty, konnyaku, boiled kombu, raw cucumber; Category III: fried chicken, fried rice crackers, roast chicken, apples, pickled eggplants, boiled beef, raw cabbage; Category IV: roast pork, pickled scallion, pickled radish, rice cakes, peanuts, sliced raw cuttlefish, pork cutlet; Category V: raw carrots, takuwan, jellyfish, vinegared octopus, raw trepang, raw abalone, dried cuttlefish. Suwanarpa et al.¹² categorized 20 food items from Sato et al. into 5 grades according to increased chewing difficulty: Grade I: whole apple, chewing gum, dried shell ligament, dried cuttlefish; Grade II: fresh ear shell, hard pickled radish, hard cracker, hard biscuit; Grade III: pickled radish, peanuts, beef steak, rice-cake cubes; Grade IV: burdock, potato chips, boiled fish-paste (kamaboko), artificially-grown soybean; Grade V: boiled carrot, boiled potato, boiled eggplant, bean curd. In Thailand, Sakultae et al.¹⁵ have also developed a food intake questionnaire, containing 20 local food items within 5 food categories according to their difficulty to chew and demonstrated that the score was correlated well with their overall chewing satisfaction in complete denture wearers.

Previous studies have shown mixed results in the relationship between subjective and objective assessments of masticatory function, with some reporting good correlation^{11,12,16} whereas some reporting no correlation.^{7,17-20} Such conflicting findings have limited the use of subjective assessment in research. The disagreement could be attributed to differences in individual's perception and recall ability when chewing difficulty was evaluated using questionnaires.

It was speculated that allowing participants to chew actual food (test-chewing) before answering the questionnaire would provide the most accurate evaluation of subjective masticatory assessment. However, the method seemed impractical in large-scale or community research. We therefore aimed to compare the result of subjective assessment with food pictorial illustration and that after actually chewing the food. Furthermore, the relationships between both subjective assessment methods and the objective assessment were investigated. The findings could contribute to the selection of methods for assessing subjective masticatory function.

Materials and Methods

This research was approved by the Center for Human Research Ethics at Khon Kaen University (HE642114). Twenty-one individuals, aged 61-90 years, comprising 16 males and 5 females, gave consent to participate in the study. The sample size was calculated based on a pilot study and deemed sufficient for the correlation analyses. Inclusion criteria were participants who have worn a complete denture for at least 6 months, having no allergic history to the test foods, no masticatory pain, mental disorders or cognitive impairments, oral diseases affecting chewing, and swallowing problems.

Determination of subjective masticatory function and test-chewing

A food questionnaire was developed for Thai elderly participants in the present study, based on the food categories with increasing hardness used in Hirai et al.¹¹ Five commonly consumed food items were selected including banana, fresh cucumber, apple, peanut, and raw mango. A 5-point Likert scale (1 for most problematic to 5 for no problem) was used to assess the perceived chewing ability of individual food items. The sum of scores obtained from all food items was defined as the 'subjective masticatory score'. In the first questioning session, a photo plate of the food items listed in the questionnaire was provided before answering the questionnaire (Figure 1). Subsequently, participants were

engaged in general conversation to create a distraction. Ten minutes after the first session, a session was conducted in which all participants were provided with actual food items listed in the questionnaire in a random order and asked to chew each of them ten times (test-chewing), spitting out before

re-answering the question. To test the reliability of the questionnaire with pictorial illustration, a separate group of 7 similar participants re-answered the same questionnaire, one week apart. The Cronbach's alpha coefficient was found to be 0.83.



Figure 1 A photo plate used as food pictorial illustration in conjunction with the questionnaire during the subjective masticatory assessment

Determination of objective masticatory function

After completing the subjective masticatory assessment, the objective assessment was carried out in all participants using a color-changable chewing gum (Masticatory Performance Evaluating Gum XYLITOL, Lotte Co, Ltd, Tokyo, Japan). Participants were provided with a piece of color-changeable gum, measuring 70 x 20 x 1 mm, and were instructed to chew the gum habitually before spitting it out onto a piece of white paper. Two chewing gum trials were conducted, one for 60 cycles and another for 100 cycles, both of which have been recommended for the test.^{21,22}

The color of the chewed gum was evaluated using a color chart shown on the chewing gum's package, with scores ranging from 1 to 5 (according to the color shade from green to magenta; score 1 denoting the lowest performance and score 5 denoting the highest performance). The scores from both chewing gum tests were averaged and used as the 'objective masticatory score'.

Data Analysis

The subjective masticatory scores with food pictorial illustration and with test-chewing were compared using paired t tests whereas the scores of each food items were compared using Wilcoxon signed rank tests, due to different data distributions. The agreement between subjective scores with food pictorial illustrations and with test-chewing was also determined using intraclass correlation coefficients (ICC). Finally, the correlations between subjective and objective masticatory scores were tested using Pearson correlation.

Results

The participants consisted of 21 elderly complete denture wearers, with the majority being male (76.2%), aged between 60-69 years (47.6%), followed by those aged 70-79 years (42.9%), 80-89 years (14.3%) and 90 years (4.7%). The duration of current denture usage was predominantly within 1-5 years (52.4%).

Mean subjective masticatory scores obtained from the questionnaire with pictorial illustration and that with test-chewing were 20.1 ± 3.9 and 21.0 ± 4.2 respectively without significant difference ($p=0.17$; Table 1). No significant difference was also found when the scores from each food item were compared. The scores of both assessment methods

were in high agreement ($ICC=0.84$). The mean objective masticatory score of the participants as assessed by the 5-color shade scale was 4.0 ± 0.6 . The objective masticatory score was not correlated with the subjective masticatory scores, either with food pictorial illustration or with test-chewing (Figure 2).

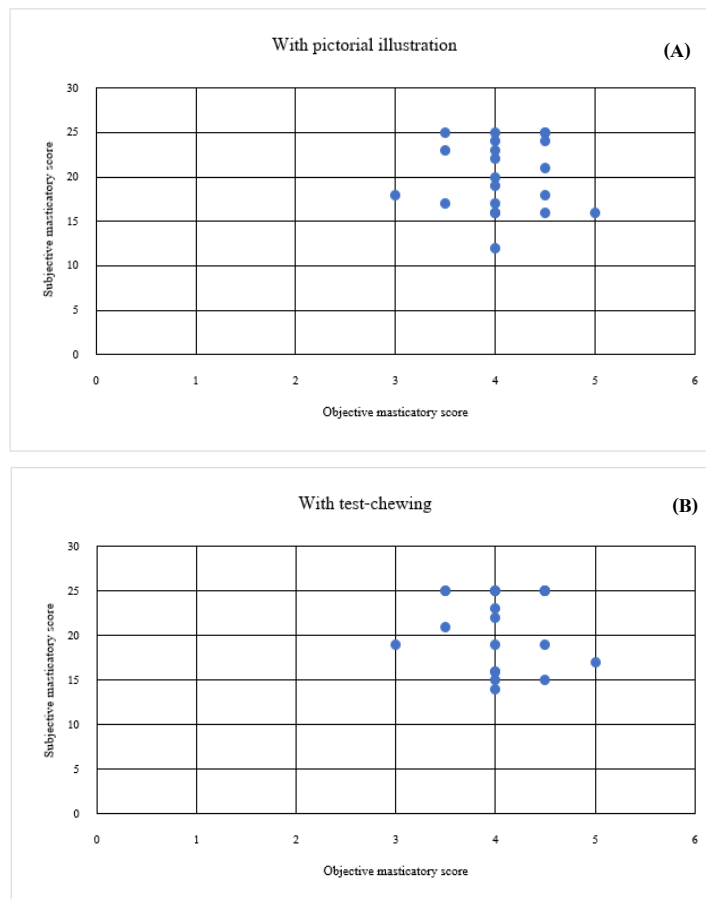
Table 1 Means and medians subjective masticatory scores of each individual food item obtained using a food questionnaire with food pictorial illustration and using the questionnaire with test-chewing ($n=21$)

	With pictorial illustration		With test-chewing	
	Mean $\pm$ SD	Median (IQR)	Mean $\pm$ SD	Median (IQR)
Banana	5.0 ± 0.0	5 (0)	5.0 ± 0.0^{NS}	5 (0)
Fresh cucumber	4.3 ± 0.9	5 (1)	4.3 ± 0.9^{NS}	4 (1)
Apple	3.8 ± 1.1	4 (2)	4.1 ± 1.1^{NS}	5 (2)
Peanut	3.7 ± 1.6	4 (2)	3.8 ± 1.5^{NS}	5 (2)
Raw mango	3.3 ± 1.5	3 (3)	3.8 ± 1.3^{NS}	4 (2)
Total score	20.1 ± 3.9		21.0 ± 4.2^{NS}	

SD = Standard deviation, IQR = Interquartile range

NS = Not significantly different at $p=0.05$

Figure 2 Scattered plots showing the insignificant relationship between the subjective masticatory score with food pictorial illustration (A), with test-chewing (B), and the objective masticatory score



Discussion

The present study has demonstrated that allowing participants to chew the food item listed in the questionnaire before answering did not differ in scores compared with answering the questionnaire in conjunction with pictorial illustration. Scores from both subjective assessments did not show any correlation with the objective masticatory score, consistent with findings from some previous studies.^{7,17-20}

The insignificant difference of the subjective masticatory score obtained from both subjective methods indicated that participants had no recalling problems using the questionnaire with pictorial illustration. A high agreement was shown between the scores from subjective assessments with food pictorial illustration and with test-chewing. This could also be due to the fact that all food items were familiar to all participants. On the other hand, the 10-minute break between the first and second questioning sessions was relatively short, allowing participants to remember their answers. However, all participants were distracted during that period and not encouraged to duplicate the answers. It should be noted that most previous studies^{7,15,17-20} did not use pictorial illustration in the subjective assessment. It would therefore be interesting to investigate in the future if there is any difference between answering the questionnaire with and without food pictorial illustration.

The correlation between both subjective assessments (either with pictorial illustration or with test-chewing) and objective masticatory assessment could not be demonstrated in the present study, consistent with findings from Boretti et al.⁷ and Gunne et al.¹⁸ but in contrast to those of Hirai et al.¹¹ and Suwanarpa et al.¹² It was, however, noted that the average subjective and objective masticatory scores of our participants were similar. Various factors could explain the insignificant correlation in the present study. While most food items were chosen from Hirai's study, our questionnaire only had one item in each food category. Thirty-five food items were used in Hirai's study whereas 20 food items were used in Suwanarpa's study, both demonstrating a significant correlation between subjective and objective assessment.

This suggested that having more food items in each category might enhance the validity of the subjective masticatory score. Other factors could also influence the correlation. Hirai et al. and Suwanarpa et al. used a 3-level scoring system whereas a 5-level scoring system was employed in the present study, Boretti et al. and Gunne et al., suggesting that a simpler scoring method might be easier for the elderly to understand, resulting in a better correlation. Accordingly, using more food items with 3 simple scores might improve the correlation between both assessments. In addition, the type of food used in the objective assessment could influence the correlation between subjective and objective masticatory scores. Speksnijder et al. have shown that a silicone-based test food cannot effectively discriminate the masticatory performance in patients with compromised dentition, as opposed to wax which was easier to chew.¹⁰ A hard test food like peanut and gummy jelly used in Hirai's and Suwanarpa's studies might be able to distinguish between extremely good and poor chewers but could not well discriminate those in between. The better discrimination using the chewing gum could make it more difficult to find the correlation. Overall, more than one factors could explain the inconsistent correlation between subjective and objective masticatory assessments. Using a different approach, Limpuangthip et al.²³ conducted a subjective assessment using OIDP (Oral Impact on Daily Performance) and demonstrated that the sensitivity and specificity of OIDP (item - oral impact on eating) in predicting masticatory performance was 74.2% and 92.2% respectively. The approach seemed to be advantageous since no food items were used in the OIDP questionnaire. It would be interesting to test the correlation between the OIDP score and objective masticatory assessment.

The present study was limited by the use of only five food items in the test-chewing session. It would be interesting to investigate the effect of test-chewing with a broader range of food items. Although there are currently no conclusive recommendations regarding the number of food items used in the food questionnaire, it is speculated that even with more food items, the agreement between questionnaires with pictorial illustration and test-chewing would still be

high, since food pictures help reduce the recall problem of the participants. Despite the aforementioned limitation, the present study has demonstrated that using a food questionnaire together with food pictorial illustration in masticatory research or clinical practice can reflect the actual subjective masticatory function. Presumably, this type of questionnaire improves the accuracy of the assessment by reducing interindividual variations in recalling each food item. In order to further verify the validity of the 5-food item questionnaire used in the present study, it is necessary to test its ability in differentiating patients with different levels of compromised dentition. In addition, including more food items in the test-chewing session could further provide information on the accuracy of pictorial illustration of each specific food and will be useful in the future development of the questionnaire.

Conclusion

The present study has shown that the questionnaire with pictorial illustration can reflect actual subjective assessment of masticatory function. In addition, test-chewing did not appear to improve the correlation between subjective and objective masticatory assessment as hypothesized.

References

1. Gil-Montoya JA, de Mello AL, Barrios R, Gonzalez-Moles MA, Bravo M. Oral health in the elderly patient and its impact on general well-being: a nonsystematic review. *Clin Interv Aging* 2015;10:461-7.
2. Hirotsu T, Yoshihara A, Yano M, Ando Y, Miyazaki H. Longitudinal study on periodontal conditions in healthy elderly people in Japan. *Community Dent Oral Epidemiol* 2002;30(6):409-17.
3. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35(6):297-303.
4. Manzon L, Voza I, Poli O. Bite force in elderly with full natural dentition and different rehabilitation prosthesis. *Int J Environ Res Public Health* 2021;18(4):1424.
5. Elgestad Stjernfeldt P, Sjögren P, Wårdh I, Boström AM. Systematic review of measurement properties of methods for objectively assessing masticatory performance. *Clin Exp Dent Res* 2019;5(1):76-104.
6. Fueki K, Yoshida E, Igarashi Y. A structural equation model relating objective and subjective masticatory function and oral health-related quality of life in patients with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 2011;38(2):86-94.
7. Boretti G, Bickel M, Geering AH. A review of masticatory ability and efficiency. *J Prosthet Dent* 1995;74(4):400-3.
8. Müller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(2):144-150.
9. Schimmel M, Memedi K, Parga T, Katsoulis J, Müller F. Masticatory performance and maximum bite and lip force depend on the type of prosthesis. *Int J Prosthodont* 2017;30(6):565-572.
10. Speksnijder CM, Abbink JH, van der Glas HW, Janssen NG, van der Bilt A. Mixing ability test compared with a comminution test in persons with normal and compromised masticatory performance. *Eur J Oral Sci* 2009;117(5):580-6.
11. Hirai T, Ishijima T, Koshino H, Anzai T. Age-related change of masticatory function in complete denture wearers: evaluation by a sieving method with peanuts and a food intake questionnaire method. *Int J Prosthodont* 1994;7(5):454-60.
12. Suwanarpa K, Hasegawa Y, Salazar S, Kikuchi S, Yoshimoto T, Paphangkorakit J, et al. Can masticatory performance be predicted by using food acceptance questionnaire in elderly patients with removable dentures? *J Oral Rehabil* 2021;48(5):582-91.
13. Sato Y, Minagi S, Akagawa Y, Nagasawa T. An evaluation of chewing function of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1989;62(1):50-3.

14. Peršić S, Palac A, Bunjevac T, Celebić A. Development of a new chewing function questionnaire for assessment of a self-perceived chewing function. *Community Dent Oral Epidemiol* 2013;41(6):565-73.
15. Sakultae C, Tumrasvin W, Limpuangthip N. Development of food intake questionnaire for evaluating masticatory ability of complete denture wearers. *Khon Kaen Dent J* 2021;24(2):49-60.
16. Demers M, Bourdages J, Brodeur JM, Benigeri M. Indicators of masticatory performance among elderly complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2):188-93.
17. Leake JL. An index of chewing ability. *J Public Health Dent* 1990;50(4):262-7.
18. Gunne HS, Bergman B, Enbom L, Högström J. Masticatory efficiency of complete denture patients. A clinical examination of potential changes at the transition from old to new denture. *Acta Odontol Scand* 1982;40(5):289-97.
19. Pedroni-Pereira A, Marquezin MCS, Araujo DS, Pereira LJ, Bommarito S, Castelo PM. Lack of agreement between objective and subjective measures in the evaluation of masticatory function: A preliminary study. *Physiol Behav* 2018;184:220-25.
20. Slagter AP, Olthoff LW, Bosman F, Steen WH. Masticatory ability, denture quality, and oral conditions in edentulous subjects. *J Prosthet Dent* 1992;68(2): 299-307.
21. Komagamine Y, Kanazawa M, Minakuchi S, Uchida T, Sasaki Y. Association between masticatory performance using a colour-changeable chewing gum and jaw movement. *J Oral Rehabil* 2011;38(8):555-63.
22. Ishikawa Y, Watanabe I, Hayakawa I, Minakuchi S, Uchida T. Evaluations of masticatory performance of complete denture wearers using color-changeable chewing gum and other evaluating methods. *J Med Dent Sci* 2007;54(1):65-70.
23. Limpuangthip N, Somkotra T, Arksornnukit M. Subjective and objective measures for evaluating masticatory ability and associating factors of complete denture wearers: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2021;125(2):287-93.

Corresponding Author

Jarin Paphangkorakit

Department of Oral Biomedical Science,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Mueang, Khon Kaen, 40002.

Tel. : +66 43 202 405 #45281

Fax : +66 43 202 862

E-mail : jarin@kku.ac.th

การเปรียบเทียบผลการประเมินการบดเคี้ยวแบบ จิตวิสัยแบบมีภาพประกอบและแบบให้ทดลองเคี้ยวใน ผู้ป่วยใส่ฟันเทียมทั้งปาก

อรรจิรณัฐ รัตนอุรดิษฐ์¹ ธนิกา ชัยนันท์สมิตย์² ปริษา ศิริอาภากุล³ คณัย ยอดสุวรรณ⁴ สุบิน พัวศิริ⁵ จรินทร์ ปภังกรกิจ^{6,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

ความสามารถในการจดจำอาหารประเภทต่างๆ ในการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยอาจเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อความสัมพันธ์ การประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยและวัตถุวิสัย การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยแบบมี ภาพประกอบของอาหารกับแบบที่ให้ทดลองเคี้ยวจริงก่อนตอบแบบสอบถาม และหาความสัมพันธ์ระหว่างการประเมินทั้งสองแบบกับการ ประเมินการบดเคี้ยวแบบวัตถุวิสัย โดยทำการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยในผู้ป่วยที่ใส่ฟันเทียมทั้งปากจำนวน 21 คน ด้วยแบบสอบถาม ความสามารถในการบดเคี้ยวที่มีภาพประกอบอาหาร 5 ชนิด และแบบสอบถามภายหลังให้อาสาสมัครทดลองเคี้ยวจริง จากนั้นทำการประเมิน การบดเคี้ยวแบบวัตถุวิสัย ด้วยการเคี้ยวหมากฝรั่งที่เปลี่ยนสีได้ โดยใช้เทียบสีกับมาตราสี 5 ระดับ วิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลด้วยการ ทดสอบทีแบบจับคู่ และวิเคราะห์ความสัมพันธ์ด้วยสหสัมพันธ์เพียร์สัน ผลการศึกษาพบว่าการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัย โดยมี ภาพประกอบกับแบบให้ทดลองเคี้ยว มีความสอดคล้องกันในระดับสูง ($ICC=0.84$) และมีค่าคะแนนแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (20.1 ± 3.9 และ 21.0 ± 4.2 ตามลำดับ) อย่างไรก็ตามการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยทั้งสองแบบไม่มีความสัมพันธ์กับคะแนนประเมินการ บดเคี้ยวแบบวัตถุวิสัย สรุปว่า การประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัยโดยมีภาพประกอบสามารถสะท้อนการรับรู้ในการเคี้ยวอาหารที่แท้จริงของ ผู้ป่วย (ซึ่งน่าจะเกิดจากได้ทดลองเคี้ยว) และเนื่องจากการให้ทดลองเคี้ยวอาจไม่สามารถกระทำได้ในงานวิจัยภาคสนาม การใช้แบบสอบถามที่มี ภาพประกอบของอาหารจึงเป็นวิธีที่แนะนำในการประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัย

คำไ้รหัส: การบดเคี้ยว/ สมรรถนะการบดเคี้ยว/ การประเมินการบดเคี้ยวแบบจิตวิสัย

ผู้ประพันธ์บทความ

จรินทร์ ปภังกรกิจ

สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 043 202 405 #45281

โทรสาร: 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: jarin@kku.ac.th

¹ หน่วยทันตกรรมผู้ป่วยนอกและบำบัดฉุกเฉิน โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

² แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

³ แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลศรีสัชกาลย์ อำเภอศรีสัชกาลย์ จังหวัดสุโขทัย

⁴ สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

⁵ สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

⁶ สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

ชนิดและความแม่นยำของตัวนำเจาะสลายกรรมในการ ฝังรากเทียม

ผู้ศ อคำ¹ กาญจนายศสุนทร² ชีรัตต์ เจิงประภากร³ เสาวลักษณ์ ลิ้มมณฑล^{3,*}

บทความปริทัศน์

บทคัดย่อ

การฝังรากเทียมในปัจจุบันมีเทคนิคในการฝังหลายเทคนิค เช่น การฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสลายกรรมแบบคงที่ การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสลายกรรมแบบพลวัต ซึ่งการฝังรากเทียมแต่ละเทคนิคมีขั้นตอนและวิธีการที่แตกต่างกัน นำมาซึ่งผลลัพธ์และความแม่นยำที่แตกต่างกันเช่นเดียวกัน บทความปริทัศน์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ข้อมูลเกี่ยวกับชนิดของตัวนำเจาะสลายกรรมในการฝังรากเทียมและความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคต่าง ๆ โดยได้รวบรวมการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคต่าง ๆ มาเปรียบเทียบกัน เพื่อสรุปเป็นแนวทางในการพิจารณาการเลือกใช้ตัวนำเจาะสลายกรรมในการฝังรากเทียมได้อย่างเหมาะสม

คำไ้รห้ส: การฝังรากเทียม/ ตัวนำเจาะสลายกรรมในการฝังรากเทียม/ ความแม่นยำของการฝังรากเทียม

Received: Jan 08, 2024

Revised: Jun 20, 2024

Accepted: Jul 11, 2024

บทนำ

การฝังรากเทียมเป็นหนึ่งในวิธีที่นิยมเป็นอย่างมากในปัจจุบันในการนำมาใช้ทดแทนฟันธรรมชาติโดยฝังแน่นกับกระดูกขากรรไกรเพื่อรองรับครอบฟันหรือฟันเทียมชนิดถอดได้ โดยเทคนิคการผ่าตัดฝังรากเทียมมีทั้งการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า (Free hand technique) และการฝังรากเทียมโดยใช้ตัวนำเจาะ (Guided surgery) ซึ่งการผ่าตัดฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปลามีอัตราความแม่นยำที่น้อยทำให้ได้ตำแหน่งของรากเทียมที่ไม่เหมาะสม¹ ส่งผลต่อการบดเคี้ยวรูปร่าง ลักษณะและความสวยงามของครอบฟันบนรากเทียม และเพิ่มโอกาสเกิดการบาดเจ็บต่ออวัยวะข้างเคียงได้ เช่น รากฟันซี่ข้างเคียง เส้นประสาท เป็นต้น

การใช้ตัวนำเจาะสลายกรรมสำหรับการฝังรากเทียมจึงมีบทบาทมากขึ้นเนื่องจากมีส่วนช่วยในการฝังให้ได้อัตราความแม่นยำที่มากขึ้น² ตัวนำเจาะสลายกรรมสำหรับการฝังรากเทียมมีหลายรูปแบบ โดยตัวนำเจาะสลายกรรมแบบดั้งเดิม (Conventional surgical guide) มีขั้นตอนการผลิตโดยการพิมพ์ปากผู้ป่วยเพื่อทำแบบจำลองฟัน (Dental model) และ

นำมาหาตำแหน่งฝังรากเทียมที่เหมาะสมรวมกับการใช้ภาพรังสีแบบ 2 มิติ (Two dimensional radiograph) แม้ว่าการใช้ตัวนำเจาะสลายกรรมแบบดั้งเดิมจะช่วยให้การฝังรากเทียมมีความแม่นยำขึ้นเมื่อเทียบกับการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า แต่พบว่ามีอัตราความแม่นยำที่น้อย จึงมีการพัฒนาการฝังรากเทียมโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อช่วยวางแผนการรักษา สร้างภาพเสมือนจริง กำหนดตำแหน่งของรากเทียมที่เหมาะสมได้ทั้ง 3 มิติ ได้แก่ ทิศทาง ความเอียง และความลึก รวมทั้งจำลองแผนก่อนการผ่าตัดได้ ซึ่งจะถ่ายทอดข้อมูลของแผนการรักษาผ่านตัวนำเจาะสลายกรรม การใช้ตัวนำเจาะสลายกรรมที่วางแผนด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการหาตำแหน่งที่เหมาะสมของรากเทียม ลดข้อผิดพลาดในการฝังรากเทียม และลดภาวะแทรกซ้อนที่อาจเกิดขึ้นได้

โดยในปัจจุบันพบว่า ยังไม่มีการศึกษาที่รวบรวมข้อสรุปความแม่นยำของตัวนำเจาะสลายกรรมแต่ละชนิดมาเปรียบเทียบกัน ดังนั้นบทความปริทัศน์นี้จึงมีวัตถุประสงค์

¹ ฝ่ายทันตกรรม โรงพยาบาลแม่ลาน อำเภอมะนัง จังหวัดปัตตานี

² ทันตแพทย์ประจำบ้าน สาขาวิชาสัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

³ สาขาวิชาสัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

เพื่อทบทวนวรรณกรรมและรวบรวมหลักฐานทางวิชาการที่ศึกษาเกี่ยวกับชนิดของตัวนำเจาะสัลยกรรมและอัตราความแม่นยำของตัวนำเจาะสัลยกรรมแต่ละชนิด เพื่อสรุปเป็นแนวทางให้ทันตแพทย์สามารถนำมาใช้ประกอบการพิจารณาในการรักษาผู้ป่วยต่อไป

ตัวนำเจาะสัลยกรรมสำหรับการฝังรากเทียม (Surgical guide for implant placement) ตัวนำเจาะสัลยกรรมสำหรับการฝังรากเทียมเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ถ่ายทอดข้อมูลของตำแหน่งรากเทียมจากการวางแผนการรักษา โดยข้อมูลนั้นประกอบไปด้วย ตำแหน่ง ความลึกและมุมของรากเทียมตามที่ต้องการ คุณสมบัติในอุดมคติของตัวนำเจาะสัลยกรรมประกอบด้วย มีความคงที่ แข็งแรง มีขนาดที่พอดีกับชุดหัวเจาะสัลยกรรม (Surgical drill) สามารถใช้งานได้ง่าย ปรับเปลี่ยนได้ตามสถานการณ์ และสามารถทำให้ปลอดภัยได้^{4,5,6}

การจำแนกชนิดของตัวนำเจาะสัลยกรรม

1. ตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ (Static surgical guide)

เป็นรูปแบบของตัวนำเจาะสัลยกรรมรากเทียมที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน สามารถควบคุมได้ทั้งความกว้าง ความลึก และทิศทางในการฝังรากเทียมให้เป็นตามแผนการรักษาที่วางแผนไว้ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ แต่ข้อจำกัดของตัวนำเจาะประเภทนี้คือ ขาดความยืดหยุ่น ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของรากเทียมระหว่างการทำหัตถการได้ สามารถแบ่งประเภทของตัวนำเจาะแบบคงที่ได้ตามวิธีการผลิตได้ 2 ประเภทคือ ตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ดั้งเดิมเฉพาะบุคคล (Customized conventional surgical guides) และ ตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนำ (CAD/CAM surgical guides)^{4,7,8}

1.1 ตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ดั้งเดิมเฉพาะบุคคล ตัวนำเจาะสัลยกรรมที่ออกแบบจากภาพรังสี 2 มิติ ได้แก่ ภาพรังสีรอบปลายรากฟัน (Periapical radiograph) และ ภาพรังสีปริทัศน์ (Panoramic radiograph) ร่วมกับแบบจำลองฟันสามารถบอกตำแหน่งที่จะเจาะกระดูกได้ แต่ไม่สามารถกำหนดจุดอ้างอิง เพื่อบริหารระยะห่างของอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้ การสร้างตัวนำเจาะชนิดนี้สามารถใช้ภาพรังสีส่วนตัดอาซียคอมพิวเตอร์ชนิด โคนบีม (Cone beam computed tomography) มาช่วยในการประเมินโครงสร้างของกระดูก

และอวัยวะสำคัญ ในกรณีทีภาพรังสี 2 มิติไม่สามารถระบุตำแหน่งได้ชัดเจน และในการใช้งานตัวนำเจาะชนิดนี้สามารถนำวัสดุทึบรังสี เช่น แบเรียมซัลเฟต (Barium sulphate) แผ่นตะกั่ว (Lead strip) วัสดุอุดคลองรากฟัน (Gutta percha) ใส่เข้าไปในรูที่เจาะไว้ในแบบจำลองก่อนนำไปถ่ายภาพรังสีและตรวจสอบตำแหน่งที่จะฝังรากเทียม โดยอ้างอิงจากวัสดุทึบรังสี เพื่อเพิ่มความแม่นยำของการฝังรากเทียมมากขึ้น⁹

ข้อดีของตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ดั้งเดิม

เฉพาะบุคคล

- รากาณุก
- มีความแม่นยำมากกว่าการฝังรากเทียมด้วย

เทคนิคมือเปล่า

- สามารถใช้ในผู้ป่วยที่มีข้อจำกัดในการอ้าปาก หรือฝังในฟันกรามซี่ที่สอง (Second molar)

ข้อเสียของตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ดั้งเดิม

เฉพาะบุคคล

- ไม่สามารถพยากรณ์ผลการฝังรากเทียมได้
- มีความแม่นยำน้อยเมื่อเทียบกับตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนำ โดยเฉพาะตำแหน่งที่ปลายรากเทียมและมุมของรากเทียม
- มีความเสถียร (Stability) ของตัวนำเจาะน้อย
- ต้องมีการพิมพ์ปากด้วยวัสดุพิมพ์ปาก ไม่เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีอาการเคลื่อนไหวหรืออ้าปากง่ายขณะพิมพ์ปาก

1.2 ตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนำ เป็นการนำโปรแกรมคอมพิวเตอร์มาช่วยในกระบวนการวางแผนรักษา โดยใช้ภาพรังสีส่วนตัดอาซียคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีม ทำให้เห็นเป็นภาพ 3 มิติ สามารถดูตำแหน่ง ความสูง ความกว้างของกระดูกที่จะรองรับการฝังรากเทียมได้ รวมทั้งสามารถพิจารณาเนื้อเยื่ออ่อนโดยรอบลักษณะกายวิภาคที่สำคัญ เช่น รากฟันข้างเคียง โพรงอากาศขากรรไกรบน (Maxillary sinus) เส้นประสาทแมนดิบูลาร์ (Mandibular nerve) เป็นต้น ทำให้การฝังรากเทียมเป็นไปตามที่วางแผนการรักษา ปลอดภัยและลดระยะเวลาการผ่าตัดฝังรากเทียม

ขั้นตอนการเตรียมนำเอาจะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือ

- ภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีม โดยภาพที่แสดงออกมาจะเป็นภาพ 3 มิติให้ข้อมูลที่มีความเที่ยงตรงและแสดงถึงปริมาณและคุณภาพของกระดูกของผู้ป่วยอย่างละเอียด โดยชนิดของข้อมูลที่ได้นั้นจะเรียกว่า ไฟล์ไดคอม (DICOM file)¹⁰

- การสแกนช่องปาก ใช้เครื่องสแกนภายในช่องปาก (Intraoral scanner) โดยตรงเพื่อทดแทนการพิมพ์ปากแบบเดิม โดยจะบันทึกข้อมูล 3 ส่วนคือ ขากรรไกรบน ขากรรไกรล่าง และลักษณะการสบฟัน เพื่อให้ได้ภาพเสมือนจริงทั้งรูปร่างของผิวฟันแต่ละซี่ และความโค้งนูนของเนื้อเยื่ออ่อนในช่องปาก โดยชนิดของข้อมูลที่ได้นั้นจะเรียกว่า ไฟล์เอสทีแอล (STL หรือ Standard Tessellation Language file)¹⁰

- การจัดการข้อมูล ไฟล์ข้อมูลประกอบด้วย ไฟล์ไดคอม และ ไฟล์เอสทีแอล โดยจะนำไฟล์เหล่านี้มาทำการแปลงข้อมูล (Data conversion) ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ใช้วางแผนฝังรากเทียมแบบดิจิทัล (Digital implant planning software)¹⁰

- การจำลองการฝังรากเทียมในโปรแกรมคอมพิวเตอร์วางแผนฝังรากเทียมแบบดิจิทัล ทันตแพทย์จะทำการวางแผนตำแหน่งของรากเทียมและตำแหน่งของครอบฟันในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ วางแผนฝังรากเทียมแบบดิจิทัลให้ได้ตำแหน่งที่เหมาะสมที่สุด

- การสร้างตัวนำเอาจะสัลยกรรม เป็นการนำข้อมูลต่างๆที่ได้ออกแบบไว้ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์วางแผนฝังรากเทียมแบบดิจิทัล ส่งไปยังเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (3D Printer) เพื่อพิมพ์ตัวนำเอาจะสัลยกรรมและโมเดลจำลอง ขากรรไกรขึ้นมา¹⁰ และมีการสร้างตัวนำเอาจะสัลยกรรมโดยวิธีการกลึง (Milling) ซึ่งเป็นวิธีที่มีความแม่นยำในการสร้างค่อนข้างสูง โดยปัจจุบันมีระบบการกลึง CEREC พัฒนาโดยบริษัท Densply Sirona เป็นระบบที่อาศัยซอฟต์แวร์ CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) ช่วยในการสร้างตัวนำเอาจะสัลยกรรมและกำหนดตำแหน่งของสลีฟ (Sleeve) บนตัวนำเอาจะสัลยกรรมเพื่อเพิ่มความแม่นยำของตำแหน่งรากเทียมให้มากขึ้น¹¹

- การผ่าตัดฝังรากเทียม ก่อนจะทำการผ่าตัดฝังรากเทียมควรตรวจสอบดูความพอดีของตัวนำเอาจะสัลยกรรมกับภายในช่องปาก สามารถวางได้ตรงตำแหน่งที่วางแผนไว้

ซึ่งตัวนำเอาจะสัลยกรรมนั้นจะต้องใช้ร่วมกับชุดหัวเอาจะสัลยกรรมแบบพิเศษที่ได้รับการออกแบบมาจากบริษัทผู้ผลิตรากเทียม หากตรวจสอบและเตรียมอุปกรณ์เรียบร้อยแล้วก็สามารถดำเนินการผ่าตัดฝังรากเทียมตามแผนการรักษาที่ได้วางไว้^{10,12}

ข้อดีของตัวนำเอาจะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือ^{4,6}

- ทำให้เกิดความแม่นยำและเที่ยงตรงในตำแหน่งของการฝังรากเทียม

- ทำให้เกิดความปลอดภัยโดยเฉพาะในตำแหน่งที่จะฝังรากเทียมบริเวณที่ใกล้ต่ออวัยวะที่สำคัญ เช่น โพรงอากาศในขากรรไกรบน และ เส้นประสาท เป็นต้น

- ทำให้การผ่าตัดเกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อเพียงเล็กน้อย

- ทำให้เกิดความสวยงามเนื่องจากการวางตำแหน่งรากเทียมลงในโปรแกรมคอมพิวเตอร์วางแผนฝังรากเทียมแบบดิจิทัลจะเป็นไปตามการออกแบบตำแหน่งและรูปร่างของสิ่งบูรณะเหนือรากเทียม (Prosthetically-driven placement)

- ช่วยลดเวลาในการการผ่าตัดฝังรากเทียม

- สามารถใช้กับการฝังรากเทียมโดยไม่ต้องเปิดแผ่นเหงือกได้ (Flapless approach)

- สามารถใช้ตัวนำเอาจะสัลยกรรมเป็นตัวประเมินในการทำวัสดุครอบฟันชั่วคราวได้ (Provisional restoration)

ข้อเสียของตัวนำเอาจะสัลยกรรมแบบใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเหลือ^{4,6}

- ตำแหน่งของรากเทียมไม่สามารถทำการเปลี่ยนแปลงได้

- ต้องใช้ร่วมกับชุดหัวเอาจะสัลยกรรมแบบพิเศษที่ได้รับการออกแบบจากบริษัทผู้ผลิตรากเทียม

- มีข้อจำกัดในการเข้าถึงการชะล้างของน้ำเกลือ (Irrigation) ระหว่างการฝังรากเทียม

- มีค่าใช้จ่ายสูง

- ตำแหน่งของตัวนำเอาจะสัลยกรรมอาจมีความคลาดเคลื่อนระหว่างการผ่าตัดได้ กรณีที่ตัวนำเอาจะสัลยกรรมไม่มีความเสถียร

- มีข้อจำกัดการใช้ในผู้ป่วยที่อ้าปากได้น้อยหรือในตำแหน่งที่อยู่ค่อนข้างลึก เช่น ตำแหน่งของฟันกรามซี่ที่สอง เป็นต้น

- ในกรณีที่ผู้ป่วยมีโลหะในช่องปาก เช่น มีรากเทียมหรือวัสดุอุดอะมัลกัม (Amalgam) ในช่องปากหลายตำแหน่ง อาจส่งผลให้เกิดสิ่งแปลกปลอม (Artifact) ในภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีม ซึ่งทำให้ลดความชัดเจนของภาพรังสีและเกิดความผิดพลาดในการประเมินสถานะของกระดูกและโครงสร้างข้างเคียงอื่น ๆ ที่สำคัญในการวางแผนการผ่าตัดของรากเทียมได้

ชนิดของตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคงที่ตามลักษณะต่างๆ สามารถจำแนกได้

1) ชนิดตามรูปแบบของการเจาะกระดูกและการฝังรากเทียม (Drilling and implant placement)

1.1) ตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมทั้งหมด (Full-guided) เป็นตัวนำเจาะสัลยกรรมที่กำหนดตำแหน่งของหัวกรอเจาะกระดูกตลอดการผ่าตัด รวมทั้งขั้นตอนที่จะฝังรากเทียมลงไปกระดูกด้วย⁴ (รูปที่ 1)

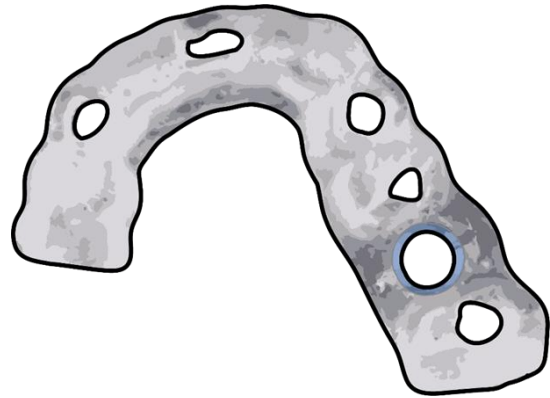
1.2) ตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วน (Half-guided) เป็นตัวนำเจาะสัลยกรรมที่กำหนดตำแหน่งของหัวกรอเจาะกระดูกในบางขั้นตอนของการผ่าตัด ซึ่งสามารถแบ่งเป็น 2 ชนิด⁴ คือ

1.2.1) ตัวนำเจาะสัลยกรรมชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอเจาะกระดูก (Drilling guided) เป็นตัวนำเจาะสัลยกรรมที่กำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอเจาะกระดูก แต่ขั้นตอนที่ฝังรากเทียมนั้นจะเอาตัวนำเจาะสัลยกรรมออก⁴ (รูปที่ 2)

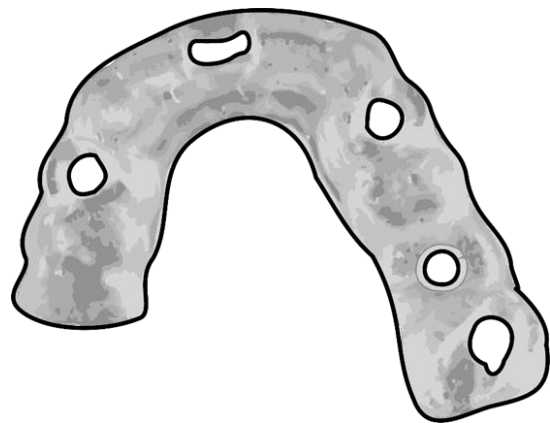
1.2.2) ตัวนำเจาะสัลยกรรมชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอนำเจาะกระดูกตัวแรก (Pilot-drill guided) เป็นตัวนำเจาะสัลยกรรมที่กำหนดตำแหน่งของรากเทียมเพียงหัวกรอนำเจาะกระดูกตัวแรก หลังจากนั้นจะนำตัวนำเจาะสัลยกรรมออก ทันตแพทย์จะผ่าตัดฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าขึ้นที่เหลือจนถึงการใส่รากเทียม⁴

2) ชนิดตามรูปแบบของเนื้อเยื่อช่องปากที่รองรับ (Guide support)

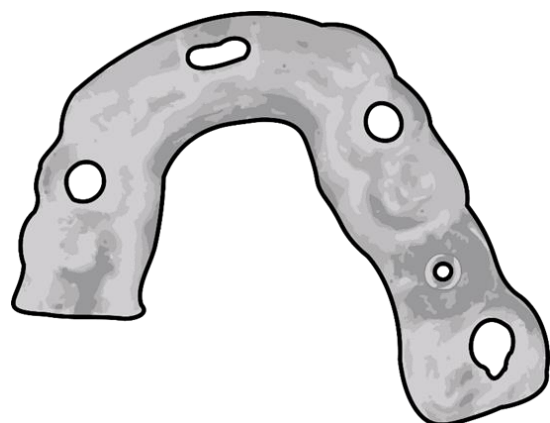
2.1) ชนิดรองรับโดยฟัน (Tooth – supported type) เป็นตัวนำเจาะสัลยกรรมที่วางบนฟันของผู้ป่วย สามารถใช้ได้กับผู้ที่มีสันเหงือกบางส่วน โดยเจาะรูขนาดเล็กผ่านเยื่อเมือกหุ้มกระดูก (Mucoperiosteum) บริเวณที่จะฝังรากเทียม ไม่จำเป็นต้องเปิดทั้งเยื่อเมือกหุ้มกระดูก ดังนั้นจึงเป็นวิธีที่ทำอันตรายต่อเนื้อเยื่อน้อยกว่าอื่น⁴ (รูปที่ 3)



รูปที่ 1 ภาพแสดงตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมทั้งหมด
Figure 1 Full-guided guide for dental implants



รูปที่ 2 ภาพแสดงตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอเจาะกระดูก
Figure 2 Drilling guided guide for dental implants



รูปที่ 3 ภาพแสดงตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอเจาะกระดูกตัวแรก
Figure 3 Pilot-drill guided guide for dental implants

2.2) ชนิดรองรับโดยเยื่อเมือกหุ้มสันเหงือก (Mucosa-supported type) เป็นตัวนำเจาะศัลยกรรมที่วางบนเนื้อเยื่ออ่อนของผู้ป่วย สามารถใช้ได้กับผู้ที่มีสันเหงือกกว้างบางส่วนและทั้งปาก การทำหัตถการไม่ต้องเปิดเยื่อเมือกหุ้มกระดูก ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยน้อย แต่มีข้อจำกัดที่ตัวนำเจาะศัลยกรรมชนิดนี้มีความเสถียรน้อย นิยมใช้กับผู้ที่ไม่จำเป็นต้องปลูกกระดูก (Bone graft) ร่วมด้วย⁴

2.3) ชนิดรองรับโดยกระดูกสันเหงือก (Bone supported type) เป็นตัวนำเจาะศัลยกรรมที่วางบนกระดูกขากรรไกรของผู้ป่วย ใช้กับผู้ที่มีสันเหงือกกว้างบางส่วนที่มีฟันหลายซี่ติดต่อกันหรือสันเหงือกกว้างทั้งปาก รวมทั้งผู้ป่วยที่ต้องปลูกกระดูกร่วมด้วย เป็นชนิดที่มีความแม่นยำมาก เนื่องจากวางบนกระดูกรองรับที่เพียงพอและมั่นคง สามารถมองเห็นบริเวณที่จะทำหัตถการได้ชัดเจนเนื่องจากจำเป็นต้องเปิดแผ่นเหงือกจนเห็นกระดูกที่รองรับอยู่ด้านใต้⁴

3) ชนิดตามรูปแบบของการมองเห็นระหว่างการผ่าตัด (Guide visibility)

3.1) ชนิดแบบปิด (Closed guide) เป็นตัวนำเจาะศัลยกรรมที่ครอบคลุมบริเวณผ่าตัดทั้งหมด โดยจะไม่สามารถมองเห็นกระดูกและเนื้อเยื่อระหว่างการผ่าตัดได้ ซึ่งข้อดีของตัวนำเจาะศัลยกรรมชนิดนี้คือ การผ่าตัดเจาะกระดูกและการฝังรากเทียมจะทำผ่านตัวนำเจาะศัลยกรรมทั้งหมด ลดโอกาสการคลาดเคลื่อนของตำแหน่งและมุมของหัวเจาะกระดูกระหว่างการผ่าตัด แต่ตัวนำเจาะศัลยกรรมชนิดนี้มีข้อเสียคือ หากลำดับการเจาะกระดูกและตำแหน่งในการเจาะมีการผิดพลาดเกิดขึ้น ทันตแพทย์จะไม่สามารถมองเห็นได้ระหว่างการผ่าตัด รวมถึงการฉีดน้ำเข้าไปบริเวณที่เจาะกระดูกยาก จนทำให้บริเวณเจาะกระดูกมีอุณหภูมิสูงขึ้น ซึ่งจะส่งผลต่อการหายของแผล⁴

3.2) ชนิดแบบเปิด (Opened guides) เป็นตัวนำเจาะศัลยกรรมที่เปิดให้เห็นบริเวณผ่าตัดด้านหน้าหรือด้านแก้ม (Buccal view) ทำให้เห็นและสามารถควบคุมหัวกรอเจาะกระดูกระหว่างการผ่าตัดได้ ข้อดีของตัวนำเจาะศัลยกรรมรูปแบบนี้คือ สามารถปรับเปลี่ยนตำแหน่งและมุมของหัวกรอเจาะได้ระหว่างการผ่าตัด ซึ่งการปรับเปลี่ยนนั้นจะทำในกรณีที่มิใช่ผิดพลาดในการวางแผนก่อนการผ่าตัดหรือตัวนำเจาะศัลยกรรมไม่แม่นยำและถูกต้อง สามารถตรวจสอบกระดูกและเนื้อเยื่อได้ตลอดการผ่าตัด และยังสามารถฉีดน้ำเข้าไปที่กระดูกเพื่อลดอุณหภูมิระหว่างกร

ผ่าตัดได้ง่าย แต่ตัวนำเจาะศัลยกรรมชนิดนี้มีข้อเสียคือเพิ่มโอกาสและความเสี่ยงที่จะเกิดการฝังรากเทียมในตำแหน่งที่ผิดพลาดได้มากขึ้น⁴

2. ตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต (Dynamic surgical guide)

เป็นตัวนำเจาะศัลยกรรมที่ใช้ระบบการติดตามที่ติดกับผู้ป่วยและอุปกรณ์ของระบบ โดยใช้การสะท้อนแสงที่ปล่อยออกมาจากแหล่งกำเนิดแสงกลับไปยังกล้องสเตอริโอ (Stereo camera) เป็นระบบการฝังรากเทียมที่สามารถดูข้อมูลได้ระหว่างทำหัตถการ มักเลือกใช้กับผู้ที่มีความซับซ้อนของการฝังรากเทียม แต่ตัวนำเจาะศัลยกรรมในรูปแบบนี้มีข้อจำกัดในการใช้กับผู้ที่ไม่มีความรู้ในขากรรไกรล่าง เนื่องจากการเคลื่อนไหวในขากรรไกรล่าง จะทำให้การฝังรากเทียมเป็นไปได้ยาก รวมถึงค่าอุปกรณ์ที่มีราคาแพง⁷ นอกจากนี้ยังมีการใช้เทคโนโลยีของหุ่นยนต์และการสัมผัสมาช่วยในการผ่าตัดฝังรากเทียม เรียกว่า Haptic robotic surgery โดยอุปกรณ์ต่าง ๆ จะถูกต่อเข้ากับโรบอดิกอาร์ม (Robotic arm) หรือชุดเครื่องมือที่มีการควบคุมด้วยระบบหุ่นยนต์ในการผ่าตัดฝังรากเทียมโดยอาศัยข้อมูลที่ได้รับจากเซ็นเซอร์และกล้องและมีการให้คำแนะนำเรื่องตำแหน่ง มุม และความลึกของรากเทียมด้วยเช่นกัน¹³ (รูปที่ 4)



รูปที่ 4 ภาพแสดงตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต
Figure 4 Dynamic surgical guide for dental implants

ขั้นตอนการฝังรากเทียมโดยใช้ตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต¹⁴

- นำอุปกรณ์ที่ใช้บันทึกตำแหน่ง (Registration device) ไปใส่ไปยังช่องปากของผู้ป่วยในตำแหน่งที่จะฝังรากเทียมและนำไปถ่ายภาพรังสีส่วนตัดคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีม
- ทำการวางแผนตำแหน่งของรากเทียมในโปรแกรม
- ทำการจับคู่ระหว่างอุปกรณ์ที่ใช้บันทึกตำแหน่งที่อยู่ในช่องปากกับด้ามจับหัวกรอ (Handpiece)
 - ภาพของการจับคู่จะมองเห็นในหน้าจอแสดงผล
 - ทำการฝังรากเทียมในผู้ป่วยโดยทันตแพทย์ผู้ผ่าตัดสามารถมองเห็นภาพสามมิติระหว่างการฝังรากเทียมในหน้าจอแสดงผล

ข้อดีของตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต

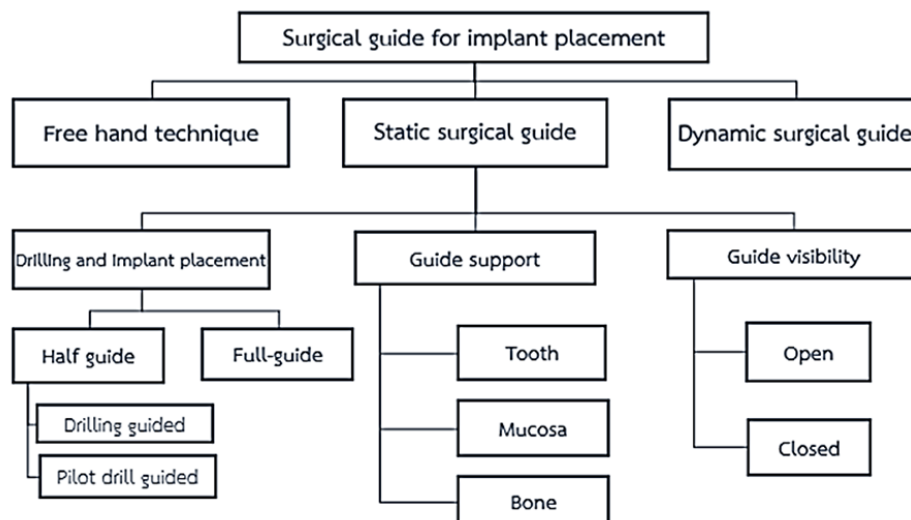
- ทำให้เกิดความแม่นยำและเที่ยงตรงในตำแหน่งของการฝังรากเทียม
- สามารถปรับเปลี่ยนตำแหน่งและขนาดของรากเทียมระหว่างการฝังได้
- ทำให้การผ่าตัดนั้นเกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อเพียงเล็กน้อย

- ทำให้ตำแหน่งและท่าทางของทันตแพทย์ที่ฝังรากเทียมอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องตามหลักสรีรศาสตร์ (Ergonomic)

- ช่วยลดเวลาในการการผ่าตัดฝังรากเทียม

ข้อเสียของตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต

- มีค่าใช้จ่ายสูง
- มีข้อจำกัดการใช้ในผู้ป่วยที่อ้าปากได้น้อย หรือในตำแหน่งที่อยู่ค่อนข้างลึก เช่น ตำแหน่งของฟันกรามซี่ที่สอง เป็นต้น
- ไม่สามารถใช้กับผู้ป่วยที่ไม่มีฟันได้
- ต้องมีการเทียบตำแหน่ง (Calibrate) ที่ถูกต้องก่อนฝังรากเทียม หากมีการเทียบตำแหน่งที่ผิดพลาดหรือไม่แม่นยำอาจส่งผลให้การฝังรากเทียมอยู่ในตำแหน่งที่คลาดเคลื่อนได้¹⁵
- หากมีข้อผิดพลาดจากภาพรังสีส่วนตัดคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีม เช่น ภาพไม่ชัดเจน มีการบิดเบือนของภาพ ที่เกิดจากผู้ป่วยที่มีโลหะในช่องปากจำนวนมาก อาจส่งผลต่อการวางแผนตำแหน่งที่จะฝังรากเทียมทำให้การฝังรากเทียมมีการคลาดเคลื่อนได้ (รูปที่ 5)



ที่มา: ดัดแปลงจาก Gargallo-Albiol, Barootchi, Salomo-Coll and Wang. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. a systematic review. Annals of anatomy 2019;225:1-10.

รูปที่ 5 แผนผังแสดงการจำแนกชนิดของตัวนำเจาะศัลยกรรมสำหรับการฝังรากเทียม

Figure 5 Diagram showing type of surgical guide for implant placement.

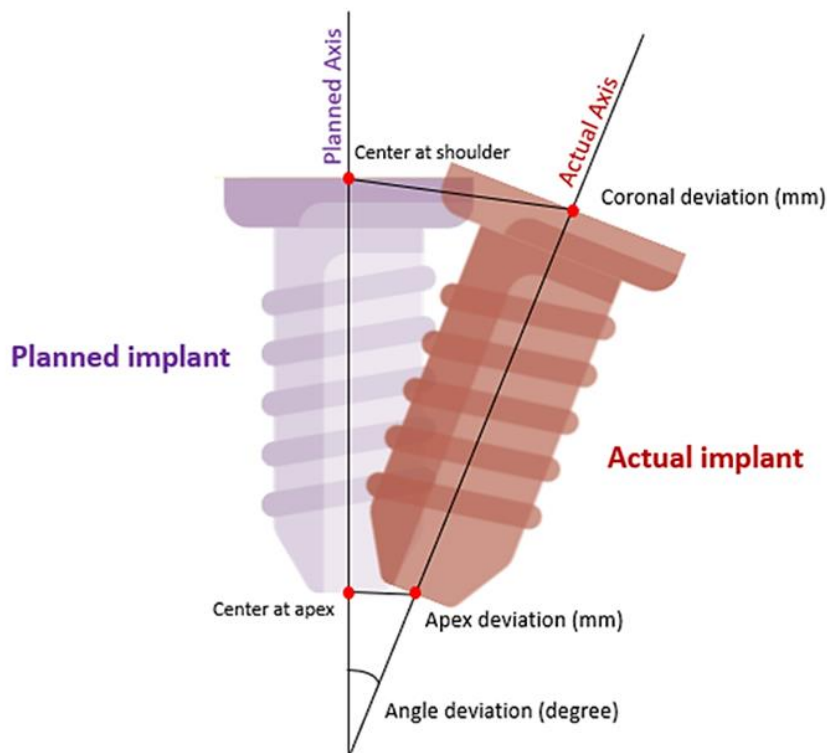
ความแม่นยำของตัวนำเจาะสัลยกรรม (Accuracy of surgical guide)

วิธีการที่ใช้ตรวจสอบและประเมินความแม่นยำของตัวนำเจาะสัลยกรรม วิธีการตรวจสอบและประเมินความแม่นยำของตัวนำเจาะสัลยกรรมจะประเมินจากการวัดค่าความคลาดเคลื่อนของรากเทียมโดยใช้ตำแหน่งของรากเทียมที่ได้วางแผนไว้ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ มาเปรียบเทียบกับภาพรังสีส่วนตัดคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีบที่ถ่ายหลังการผ่าตัดฝังรากเทียม โดยมีการนำภาพทั้งสองภาพมาซ้อนทับกันโดยค่าตัวแปรต่างๆที่นำมาใช้ประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของรากเทียมมีหลายรูปแบบแต่นิยมใช้มีดังนี้¹⁴ (รูปที่ 6)

1. ค่าความคลาดเคลื่อนขอบบนรากเทียม (Deviation at implant platform) คือ ระยะกระจัด (Displacement) ที่วัดจากจุดกึ่งกลางของขอบบนรากเทียม โดยเทียบระหว่างรากเทียมที่ได้วางแผนไว้กับรากเทียมที่ฝังได้จริง

2. ค่าความคลาดเคลื่อนปลายรากเทียม (Deviation at implant apex) คือ ระยะกระจัดที่วัดจากจุดกึ่งกลางของปลายรากเทียม โดยเทียบระหว่างรากเทียมที่ได้วางแผนไว้กับรากเทียมที่ฝังได้จริง

3. ค่าความคลาดเคลื่อนของมุมรากเทียม (Angular deviation) คือ มุมระหว่างเส้นสมมติที่ลากผ่านแนวกึ่งกลางของรากเทียม โดยเทียบระหว่างรากเทียมที่ได้วางแผนไว้กับรากเทียมที่ฝังได้จริง



ที่มา: ดัดแปลงจาก Yimarj P, Pimkhaokham A. Comparison the accuracy of implant position between static and dynamic computer-assisted implant surgery with two-implant support fixed partial prosthesis [Dissertation]. Bangkok: Chulalongkorn university; 2019.

รูปที่ 6 ภาพแสดงค่าตัวแปรที่ใช้ประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งรากเทียม
Figure 6 The parameters used to evaluate the discrepancy of the implant position.

ผลการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า (Accuracy of freehand technique)

จากตารางที่ 1 แสดงผลการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าย้อนหลัง 5 ปี พบว่า การศึกษาของ Younes และคณะในปี 2018 การศึกษาของ Smitkarn และคณะในปี 2019 การศึกษาของ Varga Jr. และคณะในปี 2020 การศึกษาของ Schnutenhaus และคณะในปี 2021 และการศึกษาของ Kivovics และคณะในปี 2022 ได้ศึกษาความแม่นยำในการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.27 ± 0.11 , 1.5 ± 0.7 , 1.82 ± 0.94 , 1.62 ± 0.87 และ 1.93 ± 0.79 มิลลิเมตร ตามลำดับ มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.97 ± 0.14 , 2.1 ± 1.0 , 2.43 ± 0.98 , 2.68 ± 1.52 และ 2.28 ± 0.74 มิลลิเมตร ตามลำดับ และมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 6.99 ± 0.87 , 6.9 ± 4.4 , 7.03 ± 3.44 , 8.7 ± 4.8 และ 5.85 ± 2.60 องศาตามลำดับ^{1,2,16,17,18} จะเห็นได้ว่า ค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ย

ที่ตำแหน่งปลายรากเทียมจะมีค่ามากกว่าค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียม ทั้งนี้เนื่องจาก ส่วนขอบบนของตำแหน่งรากเทียมเป็นตำแหน่งที่มองเห็นขณะทำการหัดการส่งผลให้มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อย ส่วนตำแหน่งของปลายรากเทียมเป็นตำแหน่งที่มองไม่เห็นขณะทำการหัดการทำให้มีค่าความคลาดเคลื่อนสูงและส่งผลให้ค่าความคลาดเคลื่อนของมุมรากเทียมเพิ่มขึ้นด้วย

จากการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าย้อนหลัง 5 ปี สรุปว่า การฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าให้ค่าความคลาดเคลื่อนสูงเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างตำแหน่งรากเทียมที่ได้วางแผนไว้กับตำแหน่งรากเทียมที่ฝังได้จริง และการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่านั้นจะทำให้ได้ตำแหน่งของรากเทียมที่ไม่เหมาะสม สาเหตุจากข้อจำกัดของสภาพทางกายวิภาคโดยรอบ การเข้าถึงบริเวณผ่าตัดได้น้อย ประสิทธิภาพของทันตแพทย์ผู้ผ่าตัด ดังนั้นการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมจึงเป็นทางเลือกหนึ่งในการลดค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นได้

ตารางที่ 1 สรุปผลการศึกษา 5 ปีย้อนหลังที่ศึกษาความแม่นยำในการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า

Table 1 Result summary of the studies on the accuracy of implant placement with free hand technique over the past 5 years

Study	Type of study	Number of implants	Platform deviation mean (SD) in mm	Apex deviation mean (SD) in mm	Angle deviation mean (SD) in degree
Younes et al. (2018)	RCT	26	1.27 (0.11)	1.97 (0.14)	6.99 (0.87)
Smitkarn et al. (2019)	RCT	30	1.5 (0.7)	2.1 (1.0)	6.9 (4.4)
Varga et al. (2020)	RCT	55	1.82 (0.94)	2.43 (0.98)	7.03 (3.44)
Schnutenhaus et al. (2021)	Prospective clinical study	52	1.62 (0.87)	2.68 (1.52)	8.7 (4.8)
Lou et al. (2021)	RCT	30	1.05 (0.17)	1.36 (0.13)	6.61 (1.09)
Kivovics et al. (2022)	In vitro study	48	1.93 (0.79)	2.28 (0.74)	5.85 (2.60)

**ผลการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วย
ตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคงที่ (Accuracy of static surgical
guide)**

จากตารางที่ 2 แสดงผลการศึกษาความแม่นยำของ
การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคงที่ย้อนหลัง 5
ปี พบว่า การศึกษา Systematic review and Meta-analysis ของ
Tahmaseb และคณะ ในปี 2018 การศึกษาของ Smitkarn และ
คณะ ในปี 2019 การศึกษาของ Kim และคณะ ในปี 2022 ได้
ศึกษาเกี่ยวกับความแม่นยำของรากเทียมที่ฝังด้วยตัวนำเจาะ
ศัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนั้น มีค่าความคลาดเคลื่อน
โดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งของบนรากเทียมเท่ากับ 1.2 (1.04-1.44),
1.0±0.6 และ 1.13±0.36 มิลลิเมตร ตามลำดับ มีค่าความ
คลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.4

(1.28-1.54), 1.3±0.6 และ 1.13±0.36 มิลลิเมตร ตามลำดับ
และมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ
3.5 (3.0-3.96), 3.1±2.3 และ 3.42±2.12 องศา ตามลำดับ^{2,19,20}
จากการศึกษานี้จะเห็นได้ว่าการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะ
ศัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนั้นมีความแม่นยำสูง มีค่า
ความคลาดเคลื่อนที่น้อยกว่าการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือ
เปล่า เนื่องจากการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์และการใช้
ภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีมาช่วยในการ
วางแผนตำแหน่งของรากเทียม ออกแบบตำแหน่งของครอบ
ฟันและสามารถมองเห็นอวัยวะที่สำคัญในตำแหน่งที่จะฝัง
รากเทียม ทำให้สามารถคาดคะเนตำแหน่งรากเทียมได้ส่งผล
ให้รากเทียมอยู่ในตำแหน่งที่ดีใกล้เคียงกับตำแหน่งที่ได้
วางแผนไว้ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์^{4,6}

ตารางที่ 2 สรุปผลการศึกษา 5 ปีย้อนหลังที่ศึกษาความแม่นยำในการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคงที่

Table 2 Result summary of the studies on the accuracy of implant placement with static surgical guide over the past 5 years

Study	Type of study	Number of implants	Type of surgical guide	Platform deviation mean (SD) in mm	Apex deviation mean (SD) in mm	Angle deviation mean (SD) in mm
Bover-Ramos et al. (2018)	Systematic review	2244	Partial static CAIS	1.44 (0.18)	1.91 (0.23)	4.30 (0.73)
			Fully static CAIS	1.00 (0.08)	1.23 (0.10)	3.13 (0.23)
Tahmaseb et al.(2018)	Systematic review	2,238	Static CAIS	1.2 (1.04-1.44)	1.4 (1.28-1.58)	3.5 (3.0-3.96)
Smitkarn et al. (2019)	RCT	30	Fully static CAIS	1.0 (0.6)	1.3 (0.6)	3.1 (2.3)
Kiatkroekkrai and Pimkhaokham (2019)	Prospective study	12 (8 mm) *	Static CAIS	1.14 (0.6)	1.39 (0.63)	3.18 (1.84)
		12(10 mm) *		1.27 (0.6)	1.9 (0.51)	5.24 (1.25)
Varga et al. (2020)	RCT	49	Pilot guide	1.57 (0.91)	1.86 (1.09)	5.71 (3.68)
		51	Partial guide	1.37 (0.79)	1.59 (0.86)	4.30 (3.33)
		52	Fully guide	1.40 (0.54)	1.59 (0.59)	3.04 (1.51)
Lou et al. (2021)	RCT	36	Partial static CAIS	0.69 (0.10)	0.80 (0.08)	3.16 (0.70)
		33	Fully static CAIS	0.39 (0.12)	0.28 (0.09)	2.05 (0.45)
Kim et al. (2022)	Clinical study	24	Static CAIS	0.97 (0.37)	1.13 (0.36)	3.42 (2.12)

* Length of implant

CAIS = Computer-assisted implant surgery

RCT= Randomized controlled trial

การศึกษา Systematic review and Meta-analysis ของ Bover-Ramos และคณะในปี 2018 การศึกษาของ Varga Jr. และคณะในปี 2020 การศึกษา Lou และคณะปี 2021 ได้ศึกษาความแม่นยำของตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือนำเปรียบเทียบ 2 กลุ่ม คือ ตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนเปรียบเทียบกับตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมทั้งหมด พบว่าตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.44 ± 0.18 , 1.37 ± 0.79 และ 0.69 ± 0.1 มิลลิเมตร ตามลำดับ มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.91 ± 0.23 , 1.59 ± 0.86 และ 0.80 ± 0.08 มิลลิเมตร ตามลำดับและมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 4.30 ± 0.37 , 4.30 ± 3.33 และ 3.16 ± 0.70 องศา ตามลำดับ ส่วนตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมทั้งหมดมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.00 ± 0.08 , 1.40 ± 0.54 และ 0.39 ± 0.12 มิลลิเมตร ตามลำดับ มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.23 ± 0.10 , 1.59 ± 0.59 และ 0.28 ± 0.09 มิลลิเมตร ตามลำดับ และมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 3.13 ± 0.73 , 3.04 ± 1.51 และ 2.05 ± 0.45 องศา ตามลำดับ^{3,17,21} นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Varga Jr. และคณะในปี 2020 ที่ได้ศึกษาตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอนำเจาะกระดูกตัวแรก พบว่า มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.57 ± 0.91 มิลลิเมตร มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.86 ± 1.09 มิลลิเมตรและมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 5.71 ± 3.8 องศา¹⁷ จากการศึกษาข้างต้นได้ข้อสรุปว่า การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมทั้งหมดให้ค่าความแม่นยำสูงกว่าการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วน สำหรับการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมครอบคลุมบางส่วนชนิดกำหนดเฉพาะตำแหน่งหัวกรอนำเจาะกระดูกตัวแรกให้ค่าความคลาดเคลื่อนค่อนข้างสูง มีความแม่นยำน้อยเนื่องจากการใช้ตัวนำเจาะสัลยกรรมแค่ขั้นตอนแรกจากนั้นขั้นตอนที่เหลือจนถึงการใส่รากเทียมเป็นการใช้เทคนิคมือเปล่าทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้ง่าย

นอกจากนี้มีการศึกษาเกี่ยวกับความสูงของสลีฟ โดยการศึกษาของ Sittikornpaiboon ในปี 2020 พบว่า สลีฟที่มีความสูง 7 และ 9 มิลลิเมตรให้ความแม่นยำที่น้อยกว่าสลีฟที่มีความสูง 3 และ 5 มิลลิเมตร และพบว่าการใช้สลีฟที่มีความสูงมากจะทำให้การฝังรากเทียมมีความยุ่งยากโดยเฉพาะในผู้ป่วยที่อ้าปากได้น้อย โดยสลีฟที่มีความยาว 5 มิลลิเมตรมีความเหมาะสมที่สุดในการฝังรากเทียมทั้งในเรื่องของความแม่นยำและความสะดวกระหว่างการฝังรากเทียมในสถานการณ์จริง²² และการศึกษาของ El Kholly และคณะในปี 2019 ที่ศึกษาระยะของหัวกรอนที่ใช้เจาะกับความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น โดยพบว่าการใช้หัวกรอนที่มีระยะ 18 มิลลิเมตรให้ค่าความคลาดเคลื่อนอย่างมีนัยสำคัญมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้หัวกรอนที่มีระยะ 14 และ 16 มิลลิเมตรตามลำดับ และได้ข้อสรุปว่า การลดระยะของการเจาะโดยการลดความสูงของสลีฟหรือการใช้รากเทียมที่สั้นสามารถเพิ่มความแม่นยำของการปักรากเทียมได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ²³

ผลการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัต (Accuracy of dynamic surgical guide)

จากตารางที่ 3 แสดงผลการศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัตย้อนหลัง 5 ปี พบว่า การศึกษาของ Jorba-Garcia และคณะในปี 2018 การศึกษาของ Kivovics และคณะในปี 2022 ได้ศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าเปรียบเทียบกับการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัต ซึ่งการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่ามีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.5 ± 0.58 , 1.93 ± 0.79 มิลลิเมตรตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 2.26 ± 1.11 , 2.28 ± 0.74 มิลลิเมตร ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 9.7 ± 5.2 , 5.85 ± 2.60 องศา ตามลำดับ ส่วนการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัตมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.29 ± 0.46 , 1.27 ± 0.40 มิลลิเมตร ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.33 ± 0.5 , 1.34 ± 0.41 มิลลิเมตร ตามลำดับ และค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 1.6 ± 1.3 , 4.09 ± 2.79 องศา

ตามลำดับ^{18,24} จะเห็นได้ว่าการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะ ศัลยกรรมแบบพลวัตมีความแม่นยำมากกว่าการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่า มีตำแหน่งของรากเทียมที่ใกล้เคียงกับตำแหน่งที่วางแผนไว้ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ มีการใช้ภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ชนิดโคน빔มาช่วยและการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัตสามารถที่จะปรับเปลี่ยนตำแหน่งระหว่างการฝังได้ ทำให้ได้ตำแหน่งที่ดีของรากเทียม ลดข้อผิดพลาดและโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนระหว่างและหลังผ่าตัดได้

การศึกษาของ Yimarj และ PimKhaokham ในปี 2019 การศึกษาของ Wu และคณะ ในปี 2020 ได้ศึกษาความแม่นยำของการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือเปรียบเทียบกับ การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต พบว่า การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.04 ± 0.71 , 1.22 ± 0.70 มิลลิเมตร ตามลำดับ ค่าความคลาด

เคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.51 ± 0.86 , 1.33 ± 0.73 มิลลิเมตร ตามลำดับ และค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 4.05 ± 2.06 , 4.34 ± 2.22 องศา ตามลำดับ ส่วนการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัตมีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งขอบบนรากเทียมเท่ากับ 1.24 ± 0.62 , 1.36 ± 0.65 มิลลิเมตร ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยที่ตำแหน่งปลายรากเทียมเท่ากับ 1.58 ± 0.77 , 1.48 ± 0.65 มิลลิเมตรตามลำดับ และค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยของมุมรากเทียมเท่ากับ 3.78 ± 2.38 , 3.71 ± 1.32 องศา ตามลำดับ^{14,25} จะเห็นได้ว่าการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบคอมพิวเตอร์ช่วยเหลือมีค่าความคลาดเคลื่อนไม่แตกต่างกับการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต จึงสรุปได้ว่า การฝังรากเทียมทั้งสองระบบมีค่าความแม่นยำที่ใกล้เคียงกัน มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อย และสำหรับการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัตอาจจะมีการใช้งานที่ค่อนข้างยากและต้องใช้ประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้ผ่าตัด

ตารางที่ 3 สรุปผลการศึกษา 5 ปีย้อนหลังที่ศึกษาความแม่นยำในการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบพลวัต

Table 3 Result summary of the studies on the accuracy of implant placement with dynamic surgical guide over the past 5 years

Study	Type of study	Number of implants	Platform deviation mean (SD) in mm	Apex deviation mean (SD) in mm	Angle deviation mean (SD) in mm
Jorba-Garcia et al. (2018)	RCT	36	1.29 (0.46)	1.33 (0.5)	1.6 (1.3)
Yimarj and Pimkhaokham (2019)	RCT	15	1.24 (0.62)	1.58 (0.77)	3.78 (2.38)
Wu et al. (2020)	Retrospective study	38	1.36 (0.65)	1.48 (0.65)	3.71 (1.32)
Kivovics et al. (2022)	In vitro study	48	1.27 (0.40)	1.34 (0.41)	4.09 (2.79)

RCT= Randomized controlled trial

บทสรุป

1. การฝังรากเทียมด้วยเทคนิคมือเปล่าให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่ค่อนข้างสูงเมื่อเทียบกับการฝังรากเทียมด้วยเทคนิคอื่น ส่งผลให้ได้ตำแหน่งรากเทียมที่ไม่เหมาะสม การฝังรากเทียมด้วยเทคนิคนี้ต้องใช้ประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้ผ่าตัดค่อนข้างสูง จึงไม่แนะนำให้ฝังรากเทียมด้วยเทคนิคนี้ในทันตแพทย์ที่ยังไม่มีประสบการณ์โดยควรใช้ตัวนำเจาะสัลยกรรมเป็นมาตรฐานในการฝังรากเทียมทุกครั้งที่สามารถใช้ได้

2. การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมคงที่แบบครอบคลุมทั้งหมดให้ค่าความแม่นยำที่ดีที่สุด มีความคลาดเคลื่อนน้อย แต่มีข้อจำกัดการใช้ในผู้ป่วยที่อ้าปากได้น้อยหรือในตำแหน่งที่อยู่ค่อนข้างลึก เช่น ตำแหน่งของฟันกรามซี่ที่สองซึ่งสามารถใช้ตัวนำเจาะสัลยกรรมคงที่แบบครอบคลุมบางส่วนมาใช้ทดแทนได้

3. การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัตให้ค่าความคลาดเคลื่อนไม่แตกต่างกับการฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมคงที่ แต่การฝังรากเทียมด้วยตัวนำเจาะสัลยกรรมแบบพลวัตมีการใช้งานที่ค่อนข้างยากและต้องใช้ประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้ผ่าตัด

เอกสารอ้างอิง

- Schnutenhaus S, Wagner M, Edelmann C, Luthardt R, Rudolph H. Factors influencing the accuracy of freehand implant placement: A prospective clinical study. *Dent J* 2021;9(5):54.
- Smitkarn P, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. The accuracy of single-tooth implants placed using fully digital-guided surgery and Freehand Implant surgery. *J Clin Periodontol* 2021;46(9):949-57.
- Lou F, Rao P, Zhang M, Luo S, Lu S, Xiao J. Accuracy evaluation of partially guided and fully guided templates applied to implant surgery of anterior teeth: A randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2021; 23(1):117-30.
- Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Salomo-Coll O, Wang HL. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. a systematic review. *Ann Anat* 2019;225:1-10.
- Salem D, Mansour MH. Surgical guides for dental implants; a suggested new classification. *J Dent Oral Health* 2019;6:1-8.
- Umapathy T, Jayam C, Anila BS, Ashwini CP. Overview of surgical guides for implant therapy. *J Dent Implant* 2015;25(1):48-52.
- Block MS, Emery RW. Static or dynamic navigation for implant placement - Choosing the method of guidance. *Oral Maxillofac Surg* 2016;74(2):269-77.
- Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Marques-Guasch J, Wang HL. Fully guided versus half-guided and freehand implant placement: Systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2020;35(6):1159-169.
- Sardar CS, Shetty O, Jain A. Surgical stents in implant dentistry: A review. *Heal Talk* 2014;6(5):11-3.
- Pisitanusorn A, Unkaew P. Computer guided dental implant: New dimension in oral restoration. *CM Dent J* 2016;37(2):13-25.
- Jeanette KL, Miguel DD, Marta RR, Maria PS, Guillermo P. Accuracy of a guided implant system with milled surgical templates. *J Oral Sci* 2022; 64(2):145-150.
- Al-Yafi F, Camenisch B, Al-Sabbagh M. Is digital guided implant surgery accurate and reliable? *Dent Clin North Am* 2019;63(3):381-97.
- Scotty LB, Uday NR. Accuracy of haptic robotic guidance of dental implant surgery for completely edentulous arches. *J Prosthet Dent* 2022;128(4):639-647.
- Wu D, Zhou L, Yang J, Zhang B, Lin Y, Chen J, et al. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guide for dental implant placement. *Int J Implant Dent* 2020;6(1):78.
- Xiyan P, Jinlong W, Feng S, Yu M, Siniong L, Xiaoqiang L. Accuracy and efficiency of a calibration approach in dynamic navigation for implant placement: An in vitro study. *J Dent Sci* 2024;19:51-57.

16. Younes F, Cosyn J, Bruyckere TD, Cleymaet R, Bouckaert E, Eghbali A. A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol* 2018;45(6):721-32.
17. Varga Jr. E, Antal M, Major L, Kiscsatari R, Braunitzer G, Piffkp J. Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation. *Clin Oral Implants Res* 2020;31(5):417-30.
18. Kivovics M, Takacs A, Penzes D, Nemeth O, Mijiritsky E. Accuracy of dental implant placement using augmented reality-based navigation, static computer assisted implant surgery, and the free-hand method: An in vitro study. *J Dent* 2022;119:104070.
19. Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implant Res* 2018;29(Suppl):416-35.
20. Kim MJ, Jeong JY, Ryu J, Jung S, Park HJ, Oh HK, et al. Accuracy of digital surgical guides for dental implants. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2022;44(1):35.
21. Bover-Ramos F, Vina-Almunia J, Cervera-Ballester J, Penarrocha-Diago M, García-Mira B. Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33(1):101-15.
22. Sittikornpaiboon P. Comparison of the accuracy of implant position using different drilling system for static computer-assisted implant surgery: in vitro study [Dissertation]. Bangkok : Chulalongkorn university; 2020.
23. El Kholy K, Simone FMJ, Martin S, Daniel B. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer Assisted Implant Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019;21(1):101-7.
24. Jorba-Garcia A, Figueiredo R, Gonzalez-Barnadas B, Camps-Font O, Val- maseda-Castellon E. Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2019;24(1);76-83.
25. Yimarj P, Pimkhaokham A. Comparison the accuracy of implant position between static and dynamic computer-assisted implant surgery with two-implant support fixed partial prosthesis [Dissertation]. Bangkok: Chulalongkorn university; 2019.

ผู้ประพันธ์บทความ

เสาวลักษณ์ ถิ่นมณฑล

สาขาวิชาศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

โทรศัพท์ : 043 202 405 #45152

โทรสาร : 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : saolim@kku.ac.th

Type and Accuracy of Dental Implant Surgical Guide

Adam L¹ Yossoontorn K² Choengprapakorn D³ Limmonthol S^{3,*}

Review Article

Abstract

At present, there are various techniques for implant placement, including the free hand technique and the placement by using static surgical guide and dynamic surgical guide. Each technique has different steps and methods that lead to different results and accuracies. This article aims to provide information about the types of surgical guides and the accuracy of dental implant placement using various techniques. This article compiles and compares the studies which related to the accuracy of implant placement using different techniques to provide the guidelines for choosing the appropriate surgical guide in implant placement.

Keywords: Dental implant placement/ Dental implant surgical guide/ Accuracy of implant placement

Corresponding Author

Saowaluck Limmonthol

Department of Oral and Maxillofacial Surgery,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Muang, Khon Kaen.

Tel. : +66 43 202 405 #45152

Fax: +66 43 202 862

E-mail: saolim@kku.ac.th

¹ Dental Department, Maelan Hospital, Amphur Maelan, Pattani.

² Resident training programs in Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

³ Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

* Corresponding Author

การเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1, 2 และ 3 โดยใช้ภาพรังสีพานอรามิก

พีรณัฐ ชาญฤทธิเสน¹ วิลาวัลย์ วีระอาชกุล² สุภาพร คงสมบูรณ์^{3,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

ตำแหน่งรูขากรกรไกรล่าง มีการเปลี่ยนแปลงตาม อายุ เพศ เชื้อชาติ และลักษณะกระดูกขากรกรไกร การทราบตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างก่อนทำการหัตถการศัลยกรรมช่องปาก สามารถช่วยลดอุบัติการณ์อันตรายหรือภาวะแทรกซ้อนได้ การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า โดยเปรียบเทียบระหว่างเพศ และหาความสัมพันธ์ของรูขากรกรไกรล่างกับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า เป็นการศึกษาเชิงวิเคราะห์แบบตัดขวางย้อนหลัง ด้วยการวิเคราะห์ภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้างและภาพรังสีพานอรามิก จำนวน 91 คน พบว่า ตำแหน่งรูขากรกรไกรล่างและรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า ในเพศชายมีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) เพศหญิง ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรกรไกรล่างถึงขอบหน้าขากรกรไกรล่างส่วนท้าย (M-A) และระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรกรไกรล่างถึงขอบหลังขากรกรไกรล่างส่วนท้าย (M-P) ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยระยะ M-A ในรูปแบบที่ 1 และ 3 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) และระยะ M-P ในรูปแบบที่ 1 และ 2 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) นอกจากนี้พบว่า ความสัมพันธ์ของระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรกรไกรล่างถึงระนาบบดเคี้ยว (M-O) กับมุมโกเนียล ในรูปแบบที่ 3 มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในทางตรงข้ามกัน ($B = -1.31$, $p < 0.05$) สรุปการศึกษา เพศหญิง รูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 จะมีระยะ M-A มากกว่าแบบที่ 2 และ 3 การศึกษาหาเทคนิคสกัดกั้นเส้นประสาทเบ้าฟันล่างให้ประสบผลสำเร็จ ต้องสอดเข็มเข้าไปลึกกว่าแบบที่ 2 และ 3

คำิขั้ส: ลักษณะกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า/รูขากรกรไกรล่าง/ มุม โกเนียล/ ภาพรังสีพานอรามิก/ ภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง

Received: April 13, 2024

Revised: Jul 23, 2024

Accepted: Jul 30, 2024

บทนำ

รูขากรกรไกรล่าง (Mandibular foramen) เป็นตำแหน่งสำคัญที่เกี่ยวข้องกับหัตถการในงานศัลยกรรมช่องปากและกระดูกขากรกรไกร เช่น การฉีดยาชาด้วยเทคนิคสกัดกั้นเส้นประสาทเบ้าฟันล่าง (Inferior alveolar nerve block) และการผ่าตัดกระดูกขากรกรไกร เป็นต้น จากการศึกษาพบว่าอัตราการฉีดยาชาด้วยเทคนิคสกัดกั้นเส้นประสาทเบ้าฟันล่างล้มเหลว ประมาณร้อยละ 20-25^{1,2} สาเหตุเกิดจาก ความหลากหลายทางกายวิภาค และเทคนิคที่ผิดพลาด การทราบตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างก่อนทำการหัตถการศัลยกรรมช่อง

ปาก สามารถช่วยลดอุบัติการณ์ในการเกิดอันตรายหรือภาวะแทรกซ้อนจากการผ่าตัดได้

รูขากรกรไกรล่าง เป็นกายวิภาคที่ไม่สามารถดูหรือคลำได้โดยตรงจากในช่องปาก ต้องอาศัยภาพรังสี ช่วยประเมินตำแหน่งรูขากรกรไกรล่าง โดยภาพรังสีพานอรามิก (Panoramic radiograph) เป็นภาพรังสีที่ใช้บ่อยในงานทันตกรรม เนื่องจากแสดงลักษณะกายวิภาคโดยรวมของทั้งกระดูกขากรกรไกรบนและล่าง จึงนิยมใช้ภาพรังสีพานอรามิกสำหรับการตรวจเบื้องต้น ประกอบการวินิจฉัยและวางแผนการรักษา³ อีกทั้ง

¹ ทันตแพทย์ประจำบ้าน สาขาวิชาศัลยกรรมช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

² สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

³ สาขาวิชาศัลยกรรมช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

ค่าใช้จ่ายไม่สูง ทำให้เข้าถึงได้ง่าย แตกต่างกับภาพรังสีเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography) ที่ให้รายละเอียดของกายวิภาคได้ละเอียดและชัดเจนกว่า อีกทั้งสามารถสร้างภาพ 3 มิติจำลองรูปร่างกระดูกขากรรไกรได้ แต่มีข้อจำกัดในเรื่องค่าใช้จ่าย มีการศึกษาการประเมินตำแหน่งรูขากรรไกรจากภาพรังสีพานอรามิกเปรียบเทียบกับการวัดในขากรรไกรล่างจริง พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁴ และมีความบิดเบือนของภาพรังสี (Radiographic distortion) ประมาณร้อยละ 0.9⁵ นอกจากนี้สามารถใช้ภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้างและภาพรังสีพานอรามิก ในการศึกษาวัดมุมโกเนียล (Gonial angle) ซึ่งมีหลายการศึกษาที่แสดงการเปรียบเทียบการวัดมุมโกเนียล ระหว่างการวัดจากภาพรังสีพานอรามิกและภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁶⁻⁸ ดังนั้นจึงแสดงให้เห็นว่าการวัดมุมโกเนียลจากภาพรังสีพานอรามิกหรือภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้างสามารถเชื่อถือได้ทั้งสองกรณี

ปัจจัยที่มีผลต่อตำแหน่งของรูขากรรไกรล่าง มีหลายปัจจัย เช่น อายุ เพศ เชื้อชาติ^{9,10} และจากการศึกษาของ Kajan และคณะ¹¹ ในปี 2019 และการศึกษาของ Park และ Lee¹² ในปี 2015 ศึกษาเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบ แสดงให้เห็นว่า รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า มีความสัมพันธ์กับตำแหน่งของรูขากรรไกรล่าง นอกจากนี้การศึกษาของ Nonprasert และคณะ¹³ ในปี 2019 ได้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งรูขากรรไกรล่างกับมุมโกเนียล พบว่ามุมโกเนียลและระยะทางในแนวราบจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงขอบด้านหน้าของขากรรไกรล่างส่วนท้าย พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในเพศชายและเพศหญิง โดยมีความสัมพันธ์กันในทางตรงข้าม

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า เชื้อชาติ เพศ เป็นปัจจัยที่มีผลต่อตำแหน่งรูขากรรไกรล่าง ซึ่งยังไม่มีการศึกษาตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างเปรียบเทียบกับรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าในประชากรชาวไทย รวมทั้งการศึกษาที่ผ่านมา มีเพียงการศึกษาที่แสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับมุมโกเนียล แต่ยังไม่มีการศึกษาที่แสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า ดังนั้นในการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับรูปแบบของ

กระดูกขากรรไกรและใบหน้า โดยเปรียบเทียบระหว่างเพศและศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งรูขากรรไกรล่างและมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง ประชากรในการศึกษานี้คือ ผู้ป่วยเชื้อชาติไทยที่มีรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1, 2 และ 3 ที่มารับการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน หรือทันตกรรมจัดฟันร่วมกับการผ่าตัดกระดูกขากรรไกร ณ คลินิกทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ระหว่าง 1 มกราคม 2561 ถึง 31 พฤษภาคม 2564 คำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างได้ 27 ราย โดยใช้สูตรการคำนวณ และอ้างอิงจากการศึกษาของ Kajan และคณะ¹¹ ในปี 2019 ดังนี้

$$n = \frac{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2) (Z_\alpha + Z_\beta)^2}{(\mu_1 + \mu_2)^2}$$

จากการศึกษานี้เลือกผู้ป่วยทั้งหมดที่มีคุณสมบัติครบตามเกณฑ์ จึงได้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมดกลุ่มละ 30 คน

เกณฑ์ที่ใช้ในการคัดเลือกเข้าการศึกษา

1. อายุระหว่าง 18 ปี ถึง 50 ปี
2. มีภาพรังสีพานอรามิกและภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง ก่อนเริ่มการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน
3. ผู้ป่วยมีฟันกรามน้อยล่างอย่างน้อย 1 ซี่ และฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งหรือฟันกรามล่างซี่ที่สองอย่างน้อย 1 ซี่ ในกระดูกขากรรไกรข้างเดียวกัน

เกณฑ์ที่ใช้ในการคัดเลือกรับการศึกษา

1. ผู้ป่วยที่เคยได้รับการผ่าตัดกระดูกขากรรไกร
2. ผู้ป่วยที่มีใบหน้าไม่สมมาตร (Facial asymmetry) หรือมีโรคความพิการบนใบหน้าและกะโหลกศีรษะ (Craniofacial deformity)
3. ผู้ป่วยที่เคยมีการแตกหักของกระดูกขากรรไกรบนหรือล่าง
4. ผู้ป่วยที่เคยรับการรักษาจัดฟันมาก่อน
5. ผู้ป่วยที่มีฟันกรามน้อยล่างหรือฟันกรามล่างโยกหรืออื่น และทำให้ระนาบดัดเคี้ยวผิดปกติ

6. ภาพรังสีเพดานออรามิกหรือภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง ที่ไม่สามารถระบุตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างได้ หรือมีการบิดศีรษะ หรือภาพรังสีเงาขาวซ้อนทับในภาพรังสี

เครื่องมือที่ใช้ในการศึกษา ประกอบด้วย เวชระเบียนผู้ป่วย คอมพิวเตอร์ โปรแกรมอ่านภาพรังสี INFINITT version 3.0.11.5_B5P0 (INFINITT Healthcare Co., Seoul, South Korea) ภาพรังสีเพดานออรามิกและภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้างที่ถ่ายด้วยเครื่องถ่ายภาพ Orthophos XG; D3352 (Sirona Dental Systems GmbH., Fabrikstrasse 31, Germany) ถ่ายด้วยวิธีการมาตรฐานเดียวกัน เป็นภาพรังสีที่มีคุณภาพดี ศีรษะอยู่ในตำแหน่งที่เป็นธรรมชาติ อุปกรณ์จัดตำแหน่งศีรษะของผู้ป่วย (Cephalostat) อยู่แนวเดียวกับเส้นระนาบแนวนอนแฟรงก์ฟอร์ต (Frankfort horizontal plane) และผู้ป่วยต้องไม่ใส่อุปกรณ์ หรือเครื่องประดับขณะถ่ายภาพรังสีบริเวณศีรษะและใบหน้า

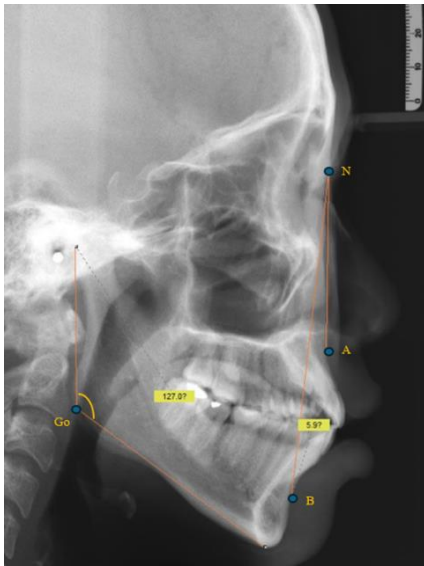
การพิจารณาทางจริยธรรม ผ่านการพิจารณาจริยธรรมวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เลขที่ HE642176

การเก็บข้อมูล บันทึกข้อมูลจากเวชระเบียนเฉพาะส่วนสำคัญ ที่เกี่ยวข้องกับการศึกษานี้ เช่น เพศ อายุ เป็นต้น ทั้งนี้จะมีการปกปิดข้อมูลอันเป็นความลับของผู้ป่วย ด้วยการใส่รหัสอ้างอิง ผู้วิจัยเพียงคนเดียวเป็นผู้กำหนดจุดการวัด และเส้น/ระนาบ บนภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้างและภาพรังสีเพดานออรามิก ภาพรังสีปรับกำลังขยายให้ได้สัดส่วน 1:1 ทำการวัดค่าพารามิเตอร์ในระบบดิจิทัล และบันทึกข้อมูลในฐานข้อมูลวิจัย (ตารางที่ 1 รูปที่ 1 และ 2) ข้อมูลการวัดระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างไปถึงตำแหน่งที่กำหนดทั้งหมด ทำการวัดระยะในขากรรไกรล่างทั้งสองข้าง และนำมาหาค่าเฉลี่ยเพื่อเป็นตัวแทนของระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างไปถึงตำแหน่งที่กำหนด ในผู้ป่วย 1 คน

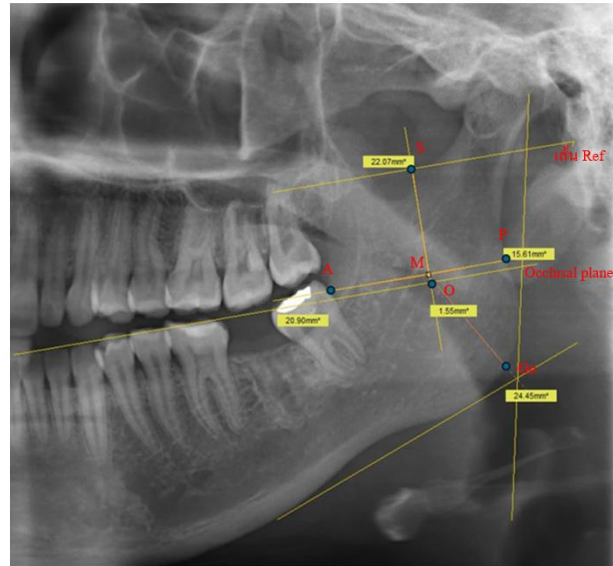
ตารางที่ 1 กำหนดรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าบนภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง และกำหนดจุด-เส้นบนภาพรังสีเพดานออรามิก

Table 1 Classify skeletal patterns on lateral cephalometric radiograph & panoramic landmarks and planes on panoramic radiograph

รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า	พิจารณาจากมุม ANB ในภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง (ตามการศึกษาของ Sutthiprapaporn และคณะ ในปี 2020)
แบบที่ 1	ค่า ANB อยู่ในช่วง 0.5 – 5.5 องศา
แบบที่ 2	ค่า ANB มากกว่า 5.5 องศา
แบบที่ 3	ค่า ANB น้อยกว่า 0.5 องศา
ตัวย่อ/สัญลักษณ์จุดกำหนดบนภาพรังสีเพดานออรามิก	อธิบายการกำหนดตำแหน่ง
เส้น Ref	เส้นตรงที่ลากผ่าน/สัมผัส ขอบล่างของส่วนเว้ากระดูกขากรรไกรล่าง และขนานกับเส้นระนาบดัดเคี้ยว (occlusal plane)
M	จุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่าง
A	จุดตัดที่เกิดจากการลากเส้นแนวนอนสมมติผ่านจุด M ตัดกับขอบหน้ากระดูกขากรรไกรส่วนท้าย และขนานกับเส้น Ref.
P	จุดตัดที่เกิดจากการลากเส้นแนวนอนสมมติผ่านจุด M ตัดกับขอบหลังกระดูกขากรรไกรส่วนท้าย และขนานกับเส้น Ref.
S	จุดตัดที่เกิดจากการลากเส้นแนวตั้งสมมติผ่านจุด M ตัดกับส่วนเว้ากระดูกขากรรไกร และตั้งฉากกับเส้น Ref.
O	จุดตัดที่เกิดจากการลากเส้นแนวตั้งสมมติผ่านจุด M ตัดกับเส้นระนาบดัดเคี้ยวตั้งฉากกับเส้น Ref.
Go	จุดต่ำสุดและหลังสุดบนมุมของขากรรไกร หากได้จากการลากเส้นแบ่งครึ่งมุม ซึ่งเกิดจากการลากเส้นสัมผัสด้านหลังเริ่มสของขากรรไกรล่าง กับเส้นสัมผัสขอบล่างของขากรรไกรล่าง
Occlusal plane	เส้นที่ลากผ่านยอดฟัน (cusp tip) ฟันกรามน้อยล่างซี่ข้างน้อย 1 ซี่ และลากผ่านยอดฟันด้านไกลกลาง ของฟันกรามล่างซี่แรก และ/หรือฟันกรามล่างซี่ที่ 2
M-A	ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงขอบหน้ากระดูกขากรรไกรล่างส่วนท้าย
M-P	ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงขอบหลังกระดูกขากรรไกรล่างส่วนท้าย
M-S	ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงส่วนเว้ากระดูกขากรรไกรส่วนล่างท้าย
M-O	ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงเส้นระนาบดัดเคี้ยว
M-Go	ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรถึงมุมโกเนียล



รูปที่ 1 แสดงการกำหนดจุดในภาพรังสีวัดศีรษะด้านข้าง
 Figure 1 Cephalometric landmarks



รูปที่ 2 แสดงการกำหนดจุดในภาพรังสีพานอรามิก
 Figure 2 Panoramic landmarks

การตรวจสอบคุณภาพของการวัด ผู้วิจัยเพียงคนเดียวเป็นผู้วัดค่าก่อนการวัดค่าจะสุ่มภาพรังสีมาวัดซ้ำ ปรับมาตรฐานในการกำหนดจุดและวัดระยะ กับผู้เชี่ยวชาญ ศัลยแพทย์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล เพื่อประเมินหาความถูกต้อง (Validity) แล้วนำไปทดสอบทางสถิติเพื่อหาความแม่นยำตรง (Accuracy) ได้เท่ากับ ร้อยละ 84.50 และประเมินความน่าเชื่อถือ (Reliability) โดยกำหนดจุดการวัดและระนาบ ทำซ้ำอีก 1 ครั้ง เว้นระยะห่างกัน 2 สัปดาห์ นำภาพรังสีมาซ้อนทับกัน ทุกจุดต้องตรงกันหรือคลาดเคลื่อนได้ไม่เกิน ± 1 มิลลิเมตร แล้วนำไปทดสอบทางสถิติเพื่อหาความเที่ยง (Precision) ได้เท่ากับ ร้อยละ 87

การวิเคราะห์ข้อมูล วิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปเอสพีเอสเอส รุ่นที่ 28 (IBM® SPSS® version 28.0, Armonk, NY, USA) ใช้สถิติเชิงพรรณนา ในการวิเคราะห์อายุ เพศ เป็นต้น และใช้สถิติเชิงอนุมาน เพื่อประเมินค่าทดสอบสมมติฐานของการวิจัย และใช้หาความสัมพันธ์ของตัวแปรที่ศึกษา สถิติที่ใช้ในการศึกษานี้ เช่น การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และการทดสอบคลัสคาล-วัลลิส (Kruskal-Wallis test) เพื่อเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับรูปแบบขากรรไกรและใบหน้า สถิติการทดสอบค่าทีแบบเป็นอิสระต่อกัน (Independent T-test) และวิธีการทดสอบของแมน-วิทนี ยู (Mann-Whitney U

test) เพื่อเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับเพศ และสถิติเชิงวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุ (Multiple linear regression) เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรรไกรและใบหน้า

ผล

จากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด จำนวน 91 คน อายุ 18-50 ปี โดยมีอายุเฉลี่ยทั้งหมด 24 ปี พบว่าเป็นเพศชายจำนวน 30 คน คิดเป็นร้อยละ 32.97 และเพศหญิงจำนวน 61 คน คิดเป็นร้อยละ 67.03 ค่ามุมโกเนียลเฉลี่ย 123.91 องศา มุมโกเนียลในรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 เฉลี่ย 123.16 องศา แบบที่ 2 เฉลี่ย 124.73 องศา และแบบที่ 3 เฉลี่ย 123.86 องศา เมื่อพิจารณามุมโกเนียลเฉลี่ยแยกตามเพศ พบว่าเพศหญิง มีมุมโกเนียลเฉลี่ยมากกว่าเพศชาย ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า และมุมโกเนียลในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.72$) (ตารางที่ 2)

การเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่าง ในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรรไกรและใบหน้า วัดระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดทั้งหมด 5 ระยะ ในภาพรังสีพานอรามิก คือ ระยะ M-A ระยะ M-S ระยะ M-O ระยะ M-Go และระยะ M-P พบว่า ทั้ง 5 ระยะ มี

ความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า ($p>0.05$) (ตารางที่ 3) จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า เพศ เป็นปัจจัยที่มีผลต่อตำแหน่งของรูขากรรไกรล่าง จึงได้ทำการทดสอบในการศึกษานี้ว่า เพศมีผลต่อตำแหน่งรูขากรรไกรล่างหรือไม่

การเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างกับเพศ ศึกษาเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดทั้งหมด 5 ระยะ ระหว่างเพศชายและเพศหญิง พบว่า ระยะ M-A ระยะ M-S ระยะ M-Go และระยะ M-P มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างเพศชายและเพศหญิง ($p<0.05$) โดยในเพศชายจะมีระยะที่มากกว่าเพศหญิงทั้งหมด ยกเว้น ระยะ M-O มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.32$) (ตารางที่ 4)

ตารางที่ 2 ข้อมูลเพศ ค่าอายุเฉลี่ย และค่ามุมโกเนียลเฉลี่ย ในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรรไกรและใบหน้า

Table 2 Demographic data: gender, average age and average gonial angle in different skeletal patterns

ข้อมูลพื้นฐาน	จำนวนทั้งหมด	รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า						p-value (One-way ANOVA)
		แบบที่ 1		แบบที่ 2		แบบที่ 3		
		ชาย	หญิง	ชาย	หญิง	ชาย	หญิง	
เพศ จำนวน (ร้อยละ)	91 (100) ชาย 30 (32.97) หญิง 61 (67.03)	7 (7.69)	24 (26.37)	12 (13.19)	18 (19.78)	11 (12.09)	19 (20.88)	
อายุเฉลี่ย (ปี)	24.00±7.18	25.00±8.00	22.75±5.32	22.92±6.36	25.67±8.59	23.55±7.70	24.58±7.10	
ค่ามุมโกเนียล เฉลี่ย (องศา)	123.91±7.55	122.47±11.04	123.36±6.45	120.02±7.25	127.88±6.87	120.51±6.44	125.81±7.31	
		123.16±7.51		124.73±7.94		123.86±7.36		0.72

ตารางที่ 3 แสดงเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงตำแหน่งที่กำหนด กับรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า

Table 3 The distances from the mandibular foramen to the landmarks in different skeletal patterns

	รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า				p-value (One-way ANOVA)
	ทั้งหมด	แบบที่ 1	แบบที่ 2	แบบที่ 3	
	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	
M-A (มิลลิเมตร)	21.19±3.02	21.76±2.91	21.08±2.86	20.71±3.29	0.39
M-S (มิลลิเมตร)	21.34±3.63	20.70±3.66	20.79±2.70	22.56±4.18	0.08
M-O (มิลลิเมตร)	4.74±3.42	4.25±3.90	4.30±3.52	5.68±2.64	0.19
	Mean ± SD	Median ± interquartile range	Median ± interquartile range	Median ± interquartile range	p-value (Kruskal Wallis test)
M-P (มิลลิเมตร)	15.84±2.83	15.58±2.39	14.19±3.53	16.56±4.32	0.05
M-Go (มิลลิเมตร)	28.26±4.64	28.16±3.01	28.34±6.12	27.22±6.16	0.63

ตารางที่ 4 แสดงการเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรรไกรล่างถึงตำแหน่งที่กำหนด กับเพศ

Table 4 The distances from the mandibular foramen to the landmarks according to gender

	ทั้งหมด	ชาย	หญิง	p-value (Independent T-test)
	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	
M-A (มิลลิเมตร)	21.19±3.02	22.32±2.89	20.64±2.95	0.01*
M-O (มิลลิเมตร)	4.74±3.42	5.87±4.04	4.18±2.96	0.32
M-S (มิลลิเมตร)	21.34±3.63	22.82±4.05	20.61±3.20	0.01*
	Mean ± SD	Median ± interquartile range	Median ± interquartile range	p-value (Mann Whitney U test)
M-P (มิลลิเมตร)	15.84±2.83	16.77±.09	15.24±3.53	0.01*
M-Go (มิลลิเมตร)	28.26±4.64	31.49±5.19	26.91±4.38	<0.001*

* = มีนัยสำคัญทางสถิติ $p<0.05$

การเปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรไกรล่างกับรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าจำแนกตามเพศ เพศชาย ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดทั้งหมด 5 ระยะ กับรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า พบว่ามีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) (ตารางที่ 5) แต่เพศหญิง พบว่า ระยะ M-A และระยะ M-P มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) เพศหญิง ระยะ M-A ในรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 มีระยะมากที่สุด (21.88 มิลลิเมตร) รองลงมาคือแบบที่ 2 (20.08 มิลลิเมตร) และแบบที่ 3 (19.58 มิลลิเมตร) ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบเชิงคู่ตามรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า พบว่าระยะนี้ ในรูปแบบกระดูก

ขากรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 และ 3 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.03$) โดยมีค่า mean difference เท่ากับ 2.30 มิลลิเมตร และระยะ M-P ในรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 มีระยะมากที่สุด (15.75 มิลลิเมตร) รองลงมาคือแบบที่ 3 (15.49 มิลลิเมตร) และแบบที่ 2 (13.78 มิลลิเมตร) ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบเชิงคู่ตามรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า พบว่าระยะนี้ในรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 และ 2 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.027$) โดยมีค่า mean difference เท่ากับ 1.72 มิลลิเมตร ระยะ M-O, ระยะ M-Go และระยะ M-S มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) (ตารางที่ 6, 7)

ตารางที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรไกรล่างถึงตำแหน่งที่กำหนด กับรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า ในเพศชาย

Table 5 The distances from the mandibular foramen to the landmarks in different skeletal patterns among males

เพศชาย	Mean $\pm$ SD			p-value (One-way ANOVA)
	แบบที่ 1	แบบที่ 2	แบบที่ 3	
M-A (มิลลิเมตร)	21.36 $\pm$ 2.46	22.58 $\pm$ 2.56	22.64 $\pm$ 3.54	0.62
M-O (มิลลิเมตร)	6.69 $\pm$ 5.05	5.06 $\pm$ 4.43	6.23 $\pm$ 2.99	0.67
M-S (มิลลิเมตร)	21.38 $\pm$ 4.61	21.50 $\pm$ 3.04	25.17 $\pm$ 3.86	0.05
M-P (มิลลิเมตร)	15.71 $\pm$ 2.98	16.34 $\pm$ 2.71	18.37 $\pm$ 3.00	0.12
M-Go (มิลลิเมตร)	31.88 $\pm$ 3.83	32.47 $\pm$ 5.85	31.83 $\pm$ 4.57	0.94

ตารางที่ 6 แสดงการเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรไกรล่างถึงตำแหน่งที่กำหนด กับรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าในเพศหญิง และเปรียบเทียบเชิงคู่ตามรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า

Table 6 The distances from the mandibular foramen to the landmarks in different skeletal patterns among females, along with pairwise comparisons based on skeletal patterns

เพศหญิง	Mean $\pm$ SD			p-value ^a	Significant (p-value) ^b		
	แบบที่ 1	แบบที่ 2	แบบที่ 3		Class 1 / Class 2 (Mean difference)	Class 1 / Class 3 (Mean difference)	Class 2 / Class 3 (Mean difference)
M-A (มิลลิเมตร)	21.88 $\pm$ 3.07	20.08 $\pm$ 2.66	19.58 $\pm$ 2.61	0.023*	0.14 (1.80)	0.03* (2.30*)	1.00 (0.50)
M-O (มิลลิเมตร)	3.54 $\pm$ 3.28	3.79 $\pm$ 2.78	5.36 $\pm$ 2.43	0.11	1.00 (0.25)	0.14 (1.82)	0.31 (1.57)
M-S (มิลลิเมตร)	20.50 $\pm$ 3.43	20.32 $\pm$ 2.41	21.04 $\pm$ 3.64	0.78	1.00 (0.18)	1.00 (0.54)	1.00 (0.72)
M-Go (มิลลิเมตร)	27.46 $\pm$ 3.15	26.30 $\pm$ 2.24	25.09 $\pm$ 4.07	0.07	0.79 (1.15)	0.06 (2.37)	0.77 (1.22)

a = ใช้สถิติ One-way ANOVA, b = ใช้สถิติ Bonferroni test, * = มีนัยสำคัญทางสถิติ $p<0.05$

ตารางที่ 7 แสดงการเปรียบเทียบระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรไกรล่างถึงตำแหน่งที่กำหนด กับรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าในเพศหญิง และเปรียบเทียบเชิงคู่ตามรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า

Table 7 The distances from the mandibular foramen to the landmarks in different skeletal patterns among females, along with pairwise comparisons based on skeletal patterns

เพศหญิง	Median $\pm$ interquartile range (Mean $\pm$ SD)			p-value ^a	Significant (p-value) ^b		
	แบบที่ 1	แบบที่ 2	แบบที่ 3		Class 1 / Class 2 (Mean difference)	Class 1 / Class 3 (Mean difference)	Class 2 / Class 3 (Mean difference)
M-P (มิลลิเมตร)	15.75 $\pm$ 2.32 (15.81 $\pm$ 2.13)	13.78 $\pm$ 2.43 (14.09 $\pm$ 1.99)	15.49 $\pm$ 4.14 (15.81 $\pm$ 3.31)	0.025*	0.027* (1.72*)	1.00 (0)	0.13 (1.72)

a = ใช้สถิติ Kruskal Wallis test, b = ใช้สถิติ Bonferroni correction for multiple test, * = มีนัยสำคัญทางสถิติ $p<0.05$

ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งรูขากรไกรล่าง (ระนาบแนวนอน: ระยะ M-A และ ระนาบแนวตั้ง: ระยะ M-O) กับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า ในรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าที่ 1 และ 2 ความสัมพันธ์ระนาบแนวนอนระหว่างระยะ M-A กับมุมโกเนียล และความสัมพันธ์ระนาบแนวตั้งระหว่างระยะ M-O กับมุมโกเนียล มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ส่วนรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าที่ 3 ความสัมพันธ์ระนาบแนวนอนระหว่างระยะ M-A กับมุมโกเนียล มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.67$)

แต่ความสัมพันธ์ระนาบแนวตั้งระยะ M-O กับมุมโกเนียล มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีความสัมพันธ์ในทางตรงข้ามกัน ($B = -1.18$, $p = 0.02$) กล่าวคือ มุมโกเนียล มีองศาที่มากขึ้น ระยะ M-O จะมีระยะที่น้อยลง ส่วนเพศกับระยะ M-A และระยะ M-O กับมุมโกเนียล มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) เฉพาะรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าที่ 2 เท่านั้น ส่วนรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้าที่ 1 และ 3 ความสัมพันธ์นี้ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) (ตารางที่ 8, 9)

ตารางที่ 8 แสดงความสัมพันธ์ระนาบแนวนอน ระหว่างระยะ M-A กับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า

Table 8 The correlation between the horizontal distance (M-A) and the gonial angle in each skeletal patterns

แนวราบ	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig (p-value)
	B	Std. Error	Beta		
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 (R ² = 0.06)					
ค่าคงที่	134.45	11.49		11.70	<0.001*
เพศ	1.22	3.25	0.07	0.37	0.71
M-A	-0.62	0.47	-0.24	-1.30	0.20
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 2 (R ² = 0.27)					
ค่าคงที่	124.53	13.45		9.26	<0.001*
เพศ	6.63	2.91	0.42	2.28	0.03*
M-A	-0.49	0.51	-0.18	-0.97	0.34
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 (R ² = 0.13)					
ค่าคงที่	111.90	9.04		12.38	<0.001*
เพศ	5.12	2.73	0.34	1.87	0.07
M-A	0.17	0.41	0.08	0.43	0.67

* = มีนัยสำคัญทางสถิติ $p\text{-value} < 0.05$, ตัวแปรต้น: ระยะ M-A, ตัวแปรตาม: มุมโกเนียล

ตารางที่ 9 แสดงความสัมพันธ์ระนาบแนวตั้ง ระหว่างระยะ M-O กับมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรไกรและใบหน้า

Table 9 The correlation between the vertical distance (M-O) and the gonial angle in each skeletal patterns

แนวตั้ง	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig (p-value)
	B	Std. Error	Beta		
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 (R ² = 0.06)					
ค่าคงที่	126.30	6.98		18.10	<0.001*
เพศ	-0.62	3.45	-0.03	-0.18	0.86
M-O	-0.48	0.38	-0.25	-1.27	0.21
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 2 (R ² = 0.28)					
ค่าคงที่	109.38	4.95		22.08	<0.001*
เพศ	8.42	2.64	0.53	3.19	0.004*
M-O	0.44	0.37	0.19	1.17	0.25
รูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 (R ² = 0.30)					
ค่าคงที่	123.57	5.25		23.55	<0.001*
เพศ	4.27	2.46	0.28	1.74	0.09
M-O	-1.18	0.46	-0.42	-2.58	0.02*

บทวิจารณ์

การศึกษานี้เปรียบเทียบตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างกับรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า โดยเปรียบเทียบระหว่างเพศ และศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งรูขากรกรไกรล่างและมุมโกเนียล ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า เพื่อหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างเบื้องต้น โดยอาศัยรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า รวมทั้งมุมโกเนียล การหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างให้ได้ก่อนทำหัตถการ เป็นปัจจัยสำคัญอย่างหนึ่ง ที่สามารถช่วยลดอุบัติการณ์ในการเกิดผลข้างเคียงจากการทำหัตถการได้

การเปรียบเทียบหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่าง ในแต่ละรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า พบว่าระยะ M-A ระยะ M-S ระยะ M-O ระยะ M-Go และระยะ M-P ทั้ง 5 ระยะ มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แตกต่างจากการศึกษาของ Kajan และคณะ ในปี 2019 ศึกษาในประชากรชาวอิหร่าน โดยใช้ภาพรังสีพานอรามิก และการศึกษาของ Park และ Lee ในปี 2015 ศึกษาในประชากรชาวเกาหลี โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ พบว่าในแนวราบ ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรกรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดในแนวราบ มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ในแนวตั้งระยะจากรูขากรกรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดในแนวตั้ง มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยพบว่าตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างสัมพันธ์กับระนาบการบดเคี้ยวอย่างมีนัยสำคัญ^{11, 12} ซึ่งในการศึกษาของ Kajan และคณะ ในปี 2019 พบว่าระยะ M-O มากที่สุด ในรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 รองลงมาคือแบบที่ 1 และน้อยที่สุด ในแบบที่ 2 โดยมีค่าเฉลี่ย 12.30 ± 3.86 มิลลิเมตร 10.27 ± 2.23 มิลลิเมตร และ 8.18 ± 2.52 มิลลิเมตร ตามลำดับ¹¹ ซึ่งแตกต่างกับการศึกษาของ Park และ Lee ในปี 2015 พบว่ารูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 และ 2 ตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างต่ำกว่าระนาบการบดเคี้ยว ประมาณ 0.01 มิลลิเมตร 0.03 มิลลิเมตร ตามลำดับ ส่วนรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 รูขากรกรไกรล่างสูงกว่าระนาบการบดเคี้ยวประมาณ 2.79 มิลลิเมตร¹² ผลของการศึกษาที่แตกต่างกันนี้ เชื่อชาติเป็นปัจจัยที่ทำให้ผลการศึกษาดังกล่าวแตกต่างกันได้ เนื่องจาก เชื่อชาติเป็นปัจจัยอย่างหนึ่งที่มีผลต่อตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่าง ซึ่งในการศึกษานี้ทำการศึกษาเฉพาะประชากรไทย

เพศ เป็นปัจจัยที่มีผลต่อตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่าง ในการศึกษานี้ เพศชาย ระยะจากจุดกึ่งกลางของรูขากรกรไกรล่างไปยังตำแหน่งที่กำหนดทั้งหมด ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ เพศหญิง ระยะ M-A ในรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 และ 3 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระยะ M-P ในรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 และ 2 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Park และ Lee ในปี 2015 ที่พบว่าทั้งเพศชายและหญิง ตำแหน่งรูขากรกรไกรล่างในแนวราบและแนวตั้งมีความแตกต่างกัน ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า เพศชาย ระยะ M-S มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 กับ 2 (22.29 มิลลิเมตร และ 19.70 มิลลิเมตร ตามลำดับ) และแบบที่ 1 กับ 3 (22.29 มิลลิเมตร และ 19.62 มิลลิเมตร ตามลำดับ) ระยะ M-O มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 กับ 3 (0.73 มิลลิเมตร และ 3.56 มิลลิเมตร ตามลำดับ) และแบบที่ 2 กับ 3 (0.70 มิลลิเมตร และ 3.56 มิลลิเมตร ตามลำดับ) ส่วนในเพศหญิง ระยะ M-S มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 กับ 3 (21.05 มิลลิเมตร และ 18.31 มิลลิเมตร ตามลำดับ) และแบบที่ 2 กับ 3 (20.95 มิลลิเมตร และ 18.31 มิลลิเมตร ตามลำดับ) และระยะ M-O มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างรูปแบบของกระดูกขากรกรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 กับ 3 (-0.73 มิลลิเมตร และ 1.78 มิลลิเมตร ตามลำดับ) และแบบที่ 2 กับ 3 (-0.46 มิลลิเมตร และ 1.78 มิลลิเมตร ตามลำดับ)¹² จากผลการศึกษานี้ ในเพศหญิง ระยะ M-A นี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่าง เพื่อที่จะฉีดยาชาเทคนิคสกัดกั้นเส้นประสาทเข้าฟันล่าง และหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างเพื่อผ่าตัดกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า โดยค่า mean difference ของระยะ M-A ระหว่างรูปแบบใบหน้าแบบที่ 1 มากกว่า 3 เท่ากับ 2.3 มิลลิเมตร ดังนั้นการฉีดยาชาในผู้ป่วยที่มีรูปแบบใบหน้าแบบที่ 1 ควรสอดเข็มยาชาเข้าไปลึกมากกว่า ผู้ป่วยที่มีรูปแบบใบหน้าแบบที่ 3 รวมทั้งการหาตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างในแนวราบเพื่อผ่าตัดกระดูกขากรกรไกรและใบหน้า ตำแหน่งของรูขากรกรไกรล่างในแนวราบแบบที่ 3 จะ

อยู่หน้ากว่าแบบที่ 1 และระยะ M-P ค่า mean difference ระหว่างรูปแบบใบหน้าแบบที่ 1 มากกว่า 2 เท่ากับ 1.72 มิลลิเมตร ซึ่งระยะ M-P ในรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 2 มีระยะที่น้อยที่สุด ดังนั้นเมื่อพิจารณาเทคนิคสกัดกันเส้นประสาทเบ้าฟันล่าง ต้องระมัดระวังไม่สอดเข็มลึกจนเกินไป เพราะมีโอกาสทำให้เส้นประสาทสมองเส้นที่ 7 (Facial nerve) บาดเจ็บได้ และเมื่อพิจารณาระยะ M-A กับ M-P รวมกัน เป็นระยะความกว้างของกระดูกขากรรไกรล่างส่วนท้าย (Width of ramus of mandible) พบว่ารูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 มีระยะความกว้างของกระดูกขากรรไกรล่างส่วนท้ายมากที่สุด ซึ่งข้อมูลส่วนนี้สามารถนำไปเป็นประโยชน์สำหรับการศึกษาในอนาคตได้

การศึกษาที่ผ่านมาของ Gabriel ในปี 1958 Singh และคณะ ในปี 2015 และ Nonprasert และคณะ ในปี 2019 ศึกษาหาความสัมพันธ์ของตำแหน่งรูขากรรไกรล่างกับมุมโกเนียล¹³⁻¹⁵ แต่ในการศึกษานี้จะเป็นการศึกษาที่ละเอียดมากขึ้น โดยศึกษาหาความสัมพันธ์ของตำแหน่งรูขากรรไกรล่างและมุมโกเนียล ในระนาบแนวตั้งและระนาบแนวนอน ในแต่ละรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า โดยผลของศึกษาพบว่ามีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 โดยมีความสัมพันธ์ในระนาบแนวตั้ง ระยะ M-O กับมุมโกเนียล ในทางตรงข้ามกัน ($B = -1.18$, $p = 0.02$) แตกต่างจากการศึกษาของ Gabriel ในปี 1958¹⁴ และการศึกษาของ Singh และคณะ ในปี 2015¹⁵ พบว่า มุมโกเนียลมีความสัมพันธ์ในทางตรงกันข้ามกับระยะของรูขากรรไกรล่างถึงกับขอบด้านล่างขากรรไกรล่างส่วนท้าย ส่วนความสัมพันธ์ในแนวราบในการศึกษานี้ ระยะ M-A กับมุมโกเนียล ในรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1, 2 และ 3 มีความสัมพันธ์อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แตกต่างจากการศึกษาของ Gabriel ในปี 1958 มุมโกเนียลมีความสัมพันธ์ในทางตรงกันข้ามกับระยะ M-P¹⁴ และแตกต่างจากการศึกษาของ Nonprasert และคณะ ในปี 2019 ความสัมพันธ์ระหว่างมุมโกเนียลและระยะ M-A พบว่ามีความสัมพันธ์กันทางตรงกันข้าม¹³ ผลของการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า เฉพาะรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 เท่านั้น ที่ระยะ M-O มีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้ามกับมุมโกเนียล กล่าวคือ เมื่อมุมโกเนียลเพิ่มขึ้น ระยะ M-O จะมีระยะที่ลดลง

บทสรุป

ภาพรังสีพานอรามิกเป็นเครื่องมือที่ช่วยประเมินตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างได้ โดยในเพศหญิงรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 1 จะมีระยะ M-A และความกว้างของกระดูกขากรรไกรล่างส่วนท้ายมากกว่าแบบที่ 2 และ 3 ดังนั้นการพิจารณาเทคนิคสกัดกันเส้นประสาทเบ้าฟันล่างให้ประสบความสำเร็จ ต้องสอดเข็มเข้าไปลึกกว่าแบบที่ 2 และ 3 เพศชายตำแหน่งของรูขากรรไกรล่างและรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้า มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ และจากความสัมพันธ์ในทางตรงข้ามกันของ ระยะ M-O กับมุมโกเนียล ในรูปแบบกระดูกขากรรไกรและใบหน้าแบบที่ 3 สามารถทำนายตำแหน่งรูขากรรไกรล่างเบื้องต้นในรูปแบบใบหน้าแบบที่ 3 ได้ว่า เมื่อมีมุมโกเนียลมาก ตำแหน่งรูขากรรไกรล่างอยู่ห่างจากระนาบคดเคี้ยวน้อย

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่คลินิกทันตกรรม ทันตกรรมจัดฟัน และคลินิกศัลยกรรมช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล รวมถึงคณาจารย์สาขาวิชาศัลยกรรมช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สำหรับคำแนะนำและการสนับสนุนในการศึกษานี้

เอกสารอ้างอิง

1. Khalil H. A basic review on the inferior alveolar nerve block techniques. *Anesth Essays Res* 2014;8(1):3-8.
2. Shalini R, RaviVarman C, Manoranjitham R, Veeramuthu M. Morphometric study on mandibular foramen and incidence of accessory mandibular foramen in mandibles of south Indian population and its clinical implications in inferior alveolar nerve block. *Anat Cell Biol* 2016; 49(4):241-8.
3. Kaffé I, Ardekian L, Gelerenter I, Taicher S. Location of the mandibular foramen in panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78(5):662-9.

4. Kositbowornchai S, Siritapetawee M, Damrongrungruang T, Khongkankong W, Chatrchaiwiwatana S, Khamanarong K, et al. Shape of the lingula and its localization by panoramic radiograph versus dry mandibular measurement. *Surg Radiol Anat* 2007;29(8):689-94.
5. da Fontoura RA, Vasconcellos HA, Campos AES. Morphologic basis for the intraoral vertical ramus osteotomy: anatomic and radiographic localization of the mandibular foramen. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60(6):660-5.
6. Bhullar MK, Uppal AS, Kochhar GK, Chachra S, Kochhar AS. Comparison of gonial angle determination from cephalograms and orthopantomogram. *Indian J Dent* 2014;5(3):123.
7. Radhakrishnan PD, Varma NKS, Ajith VV. Dilemma of gonial angle measurement: Panoramic radiograph or lateral cephalogram. *Imaging Sci Dent* 2017;47(2):93-7.
8. Zangouei-Booshehri M, Aghili H-A, Abasi M, Ezoddini-Ardakani F. Agreement between panoramic and lateral cephalometric radiographs for measuring the gonial angle. *Iran J Radiol* 2012;9(4):178.
9. Alves N, Deana NF. Morphometric study of mandibular foramen in macerated skulls to contribute to the development of sagittal split ramus osteotomy (SSRO) technique. *Surg Radiol Anat* 2014;36(9):839-45.
10. Hwang T, Hsu S, Huang Q, Guo M. Age changes in location of mandibular foramen. *Zhonghua Ya Yi Xue Hui Za Zhi* 1990;9(3):98-103.
11. Kajan ZD, Sigaroudi AK, Khosravifard N, Farsam N. Comparison of the Mandibular Foramen Position Among Different Skeletal Classes Using Panoramic Radiographs. *Iran J Orthod* 2019;14(1):1-6.
12. Park HS, Lee JH. A comparative study on the location of the mandibular foramen in CBCT of normal occlusion and skeletal class II and III malocclusion. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2015;37(1):25.
13. Nonprasert T, Hirunnopcharoen T, Limmonthol S, Tuamsuk P, Sutthiprapaporn P, Weraarchakul W, et al. The correlation between the location of mandibular foramen and the gonial angle. *Khon Kaen Dent J* 2019;22(1):43-52.
14. Gabriel AC. Some anatomical features of the mandible. *J Anat* 1958;92(4):580.
15. Singh S, Mishra S, Kumar P, Sinha P. Sushobhana; Passey, J. & Singh, R. Location of mandibular foramen in correlation with the gonial angle in indian population: A morphometric study for surgical practices. *Int J Anat Res* 2015;3(3):1345-50.
16. Sutthiprapaporn P, Pisek A, Manosudprasit M, Pisek P, Phaoseree N, Manosudprasit A. Establishing Esthetic Lateral Cephalometric Values for Thai Adults after Orthodontic Treatment. *Khon Kaen Dent J* 2020;23(2):31-41.

ผู้ประพันธ์บรรณกิจ

สุภาพร คงสมบูรณ์

สาขาวิชาศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

โทรศัพท์ : 043 202 405 #45152

โทรสาร : 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : supaporn_kong@yahoo.com

Comparison of the Mandibular Foramen Position in Panoramic Radiographs in Skeletal Class I, II and III

Chanritisen P¹ Weraarchakul W² Kongsomboon S^{3,*}

Research Article

Abstract

The position of the mandibular foramen can vary depending on age, gender, ethnicity, and skeletal patterns. Knowing the position of the mandibular foramen before performing oral surgery procedures can help reduce the incidence of complications or adverse events. The purpose of the study was to compare the position of the mandibular foramen and investigate its correlation with the gonial angle across different skeletal patterns. This was a retrospective analytical cross-sectional study. All data (91 subjects) were collected and analyzed from lateral cephalometric and panoramic radiographs. Statistical analysis revealed no significant difference in mandibular foramen position among skeletal classes I, II, and III in males ($p > 0.05$). However, in females, a significant relationship was observed. Specifically, in skeletal class I, the distance from the mandibular foramen to the anterior ramus (M-A) was greater than in class III ($p < 0.05$), and distance from the mandibular foramen to the posterior border of the ramus (M-P) was greater than in class II ($p < 0.05$). Furthermore, a negative correlation between the distance from the mandibular foramen to the occlusal plane (M-O) and the gonial angle was found in skeletal class III ($B = -1.31$, $p < 0.05$). In conclusion, for females with skeletal Class I, the M-A distance is greater compared to Class II and III. Successful outcomes in inferior alveolar nerve blocks require deeper needle insertion compared to Class II and III.

Keywords: Skeletal patterns/ Mandibular foramen/ Gonial angle/ Panoramic radiograph/ Lateral cephalometric radiograph

Corresponding Author

Supaporn Kongsomboon

Department of Oral and Maxillofacial Surgery,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Muang, Khon Kaen.

Tel. : +66 43 202 405 #45152

Fax : +66 43 202 862

E-mail : supaporn_kong@yahoo.com

¹ Resident training programs in Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

² Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

³ Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

* Corresponding Author