



2564

ปีที่ 24 ฉบับที่ 1

มกราคม-เมษายน 2564

วิทยาการ
ทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยขอนแก่น

KHON KAEN UNIVERSITY DENTAL JOURNAL
VOL. 24 NO. 1 JANUARY - APRIL 2021
ISSN : 0859-9254



สารบัญ

❖ บทความวิชาการ

บทความวิจัย

- ◆ ผลทางคลินิกของการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแพลตฟอร์มเข้มข้น เปรียบเทียบกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อการเพิ่มความหนาเหงือกในผู้ป่วยก่อนการจัดฟัน: การวิจัยเชิงทดลองแบบสุ่มชนิดมีกลุ่มควบคุม 3 เดือน
วารภรณ์ สุวรรณรงค์ สุบิน พัวศิริ ฐิติกานต์ จันทวิบูลย์ รุจิรดา ใจจันจินดา ไพลิน ตรีบุษชาติสกุล 1
- ◆ ผลของการปนเปื้อนน้ำลาย และระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันเข้าต่อกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ
สลิลทิพย์ ภาคย์อวัช พรทิพย์ ผจงวิริยาทร เข้มพร กิจสรวงศ์ อโนมา รัตนะเจริญธรรม 15
- ◆ ผลของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ต่อการคงสภาพสีและคุณสมบัติทางกายภาพซิลิโคนชากรรไกรและไบหน้ำา แพลเตอร์ทูเอ 103 เปรียบเทียบกับมัลติซิลิโคนอิเทค
ธนพร พยุหะ พิศเพลิน ชนาเทพาพร ตูลาร์ตัน สุขโท สุบิน พัวศิริ 28
- ◆ ความทึบรังสีเอกซ์ของเรซินซีเมนต์ชนิดใส 9 ผลิตภัณฑ์และซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์
วิศรุตม์ ประวัติวัชรรา ตุลย์ ศรีอัมพร อวิรุทธ์ คล้ายศิริ นิยม ธำรงคือนันต์สกุล 41
- ◆ การทดสอบความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรวอลิสไทยของเซลล์เอ็นยึดปริทันต์ ในห้องปฏิบัติการ
เกลิงศักดิ์ สมัครสมาน จันทร์ธิดา ภาณุตานนท์ ณ มหาสารคาม ณัฐพงษ์ กันตรง สิริภา คำทวี ณัฐพงษ์ ปานนาค ชลญา สุขนิ่ม ปัทมา ชัยเลิศวณิชกุล 52
- ◆ ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด
ภัทร อันซีน สุวิทย์ วิลลจิตต์ 66
- ◆ การเปรียบเทียบผลการใช้สารตัวนำห้ำาชนิดในการวัดความยาวคลองรากฟันด้วยเครื่องห้ำาปลายรากฟันไฟฟ้าในแบบจำลอง
ภาสกร ธนาสุนทรารัตน์ ธัญวรรณ์ อัครผลพานิช นราธร กังไฉย เฉลิมขวัญ ภู่วรรณ 76
- ◆ การดูดน้ำและการละลายของวัสดุสร้างแกนฟันชนิดเรซินคอมโพสิต
ภัทรวรรณ จันทศรี ธารี จำปรัตน์ 83
- ◆ การดันเข้าของฟันหลังบนด้วยหลักยึดหมุดฝังในกระดูก: การศึกษาโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
วนิชญา ตั้งสำเรจวงศ์ วิรัช พัฒนาการณ์ ชาย รังสิยากุล หัสมนัญ เฉลิมวงศ์ 91

❖ บทความปริทัศน์

- ◆ คลอร์เฮกซิดีนในทางทันตกรรม ตอนที่ 2: ผลิตภัณฑ์ การใช้งาน และแนวทางการพัฒนา
สุพลเทพ ตีระกนก 102



CONTENTS

❖ ORIGINAL ARTICLES

RESEARCH

- ◆ The Clinical Result of Coronally Advanced Flap with Concentrated Growth Factor Compared to Coronally Advanced Flap with Connective Graft Tissue for Gingival Thickness Enhancement in Pre-Orthodontics Patients: A 3-Month Randomized Controlled Trial 1
Suwannarong W, Puasiri S, Chanwiboon T, Rotjinda R, Tribuppachatsakul P
- ◆ Effect of Saliva Contaminated and Re-Etching Time to Shear Bond Strength of Hydrophilic Sealant: An *In Vitro* Study 15
Phakthawat S, Phajongviriyatorn P, Kitsahawong K, Rattanachaoenthum A
- ◆ Effect of Nano-Titanium Dioxide on the Color Stability and Mechanical Properties of Factor II A-103 Compare with Multisil-Epithetics Maxillofacial Silicone Elastomer 28
Phayuha T, Chanatapaporn P, Sookto T, Puasiri S
- ◆ Radiopacity of 9 Clear Resin Cements and Zinc Phosphate Cement 41
Prawatvatchara W, Sriamporn T, Klaisiri A, Thamrongananskul N
- ◆ Cytotoxicity of Thai Propolis Crude Extracts on Human Periodontal ligament cell, *In Vitro* 52
Samaksamarn T, Pawaputanon Na Mahasarakham C, Kantrong N, Kumtawee S, Pannak N, Suknim C, Chailertvanitkul P
- ◆ Fracture Resistance of Simulated Open Apex Teeth Filled with Three Brands of Calcium Silicate Cement 66
Ancheun P, Wimonchit S
- ◆ A Comparison of Five Conducting Media for Length Determination of Electronic Apex Locator Using a Simulation Model 76
Tanasoontrarat P, Ackapolpanich T, Kong-ngoi N, Phuvoravan C
- ◆ Water Sorption and Solubility of Resin Composite Core Build-up Materials 83
Jantasi P, Champirat T
- ◆ Intrusion of Maxillary Posterior Teeth with Miniscrew Anchorage: A Finite Element Study 91
Tangsumroengvong V, Patanaporn V, Rungsiyakul C, Chalermwong H

❖ CASE REPORT

- ◆ Chlorhexidine in Dentistry Part II: Products, Application, and Future Development 102
Teerakanok S

ผลทางคลินิกของการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นเปรียบเทียบกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อในการเพิ่มความหนาเหงือกในผู้ป่วยก่อนการจัดฟัน: การวิจัยเชิงทดลองแบบกลุ่มชนิดมีกลุ่มควบคุม 3 เดือน

วารกรณ์ สุวรรณรงค์* สุบิน พัวศิริ** วุฒิกานต์ จันทวีบุญ*** รุจิรา โรจน์จินดา**** ไพลิน ศรีบุพชาติสกุล*****

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบผลทางคลินิกของการเพิ่มความหนาเหงือกโดยการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นในผู้ป่วยก่อนการจัดฟันจำนวน 8 รายที่มีเหงือกบางและมีเหงือกร่นอย่างน้อย 1 ตำแหน่งที่ฟันหน้าล่าง จะได้รับคัดเข้าในการศึกษาทางคลินิกแบบสุ่มและมีกลุ่มควบคุม (แบ่งส่วนช่องปาก) ครั้งนี้ กลุ่มควบคุม คือ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ และกลุ่มทดสอบ คือ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น ประเมินผลจากการวัดความหนาเหงือก ระดับขอบเหงือก ความกว้างเหงือกเคราทิน ระดับยึดสัมพัทธ์ และมาตรวัดความเจ็บปวดด้วยสายตา ผลการศึกษา 3 เดือน พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มระหว่างกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบ ($p < 0.05$) ค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.640 และ 0.293 มิลลิเมตร ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นที่ระดับ L2 (3 มิลลิเมตรต่ำจากขอบเหงือก) ในฟันตัดซี่กลาง และระดับ L2 และ L3 (3 และ 4 มิลลิเมตรต่ำจากขอบเหงือก) ในฟันเขี้ยวแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนระดับยึดสัมพัทธ์ของกลุ่มควบคุมลดลงมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ระดับขอบเหงือกและเหงือกเคราทินทั้งสองกลุ่มแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนมาตรวัดความเจ็บปวดด้วยสายตาในกลุ่มควบคุมมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) สรุป การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อให้ผลในการเพิ่มความหนาเหงือกและลดระดับยึดสัมพัทธ์ได้มากกว่าการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมการใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น แต่อย่างไรก็ตามการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมการใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นเป็นทางเลือกในการรักษาเนื่องจากลดภาวะแทรกซ้อนหลังการผ่าตัดได้

คำใบ้รหัส: โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น/ การผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟัน/ ความหนาเหงือก

Received: July 13, 2020

Revised: January 11, 2021

Accepted: January 25, 2021

บทนำ

การเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน นอกจากจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของฟันและกระดูกเบ้าฟันแล้วยังส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของระดับขอบเหงือกและความหนาเหงือก โดยทิศทางการเคลื่อนฟันและประเภทของเหงือกจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของเหงือก Seibert และ Lindhe (1989)¹ ได้แบ่งประเภทเหงือกออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ เหงือกหนาและเหงือกบาง เหงือกหนาหมายถึง เหงือกที่มีความกว้างในแนวแก้ม-ลิ้น มากกว่าหรือเท่ากับ 2 มิลลิเมตร มีความหนาแน่นของเส้นใยเหงือกและมี

ปริมาณเหงือกยึดมาก ส่วนเหงือกบางจะมีความกว้างในแนวแก้ม-ลิ้นน้อยกว่า 1.5 มิลลิเมตร มีความหนาแน่นของเส้นใยเหงือกน้อย มีลักษณะโปรงใสของเนื้อเยื่อ เหงือกบางมักจะพบร่วมกับการมีปริมาณเหงือกยึดน้อย โดยการศึกษาของ Olsson และ Lindhe (1991)² พบว่าในประชากรที่ทำการศึกษาร้อยละ 15 มีลักษณะเหงือกบาง และร้อยละ 85 มีลักษณะเหงือกหนา ปัจจุบันสมาคมปริทันตวิทยาแห่งสหรัฐอเมริกา (American Academy of Periodontology; AAP)³ ได้เสนอเปลี่ยนมาใช้คำว่า ไบโอไทป์ปริทันต์ (Periodontal biotype)

* สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก และ กลุ่มวิจัยไบโอฟิล์ม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

** สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

*** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลแก้งคร้อ อำเภอแก้งคร้อ จังหวัดชัยภูมิ

**** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลท่าวุ้ง อำเภอท่าวุ้ง จังหวัดอุทัยธานี

***** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลนาลาย อำเภอบางคนที จังหวัดสมุทรสงคราม

ในการอธิบายลักษณะเนื้อเยื่อปริทันต์ ซึ่งมีความครอบคลุมมากขึ้น โดยได้รวมทั้งส่วนเนื้อเยื่อแข็งและเนื้อเยื่ออ่อนไว้ใน การอธิบาย คือ 1) ไบโอไทป์เหงือก (Gingival biotype) ซึ่ง หมายถึง ความหนาของเหงือก (Gingival thickness; GT) และ ความกว้างของเหงือกเคอราทิน (Keratinized tissue width; KTW) 2) สันฐานของกระดูก (Bone morphotype; BM) ซึ่ง หมายถึงความหนาของกระดูกด้านแก้ม (Buccal bone plate) 3) รูปร่างของฟัน (Tooth dimension) โดยแบ่งไบโอไทป์ ปริทันต์ออกเป็น 3 ประเภท คือ 1) ไบโอไทป์บางหยัก (Thin scalloped biotype) หมายถึง ไบโอไทป์ที่สัมพันธ์กับฟัน รูปร่างสามเหลี่ยมผอมบาง เหงือกหยักเป็นลอน บริเวณคอฟัน แบบบาง บริเวณสัมผัสใกล้ปลายฟัน และความกว้างของ เหงือกเคอราทินน้อย เหงือกบางใส และมีกระดูกเข้าฟันบาง 2) ไบโอไทป์หนาแบน (Thick flat biotype) หมายถึงไบโอไทป์ ที่สัมพันธ์กับฟันรูปร่างสี่เหลี่ยม เหงือกแบนไม่หยักเป็นลอน บริเวณคอฟันหนา บริเวณสัมผัสใกล้รากฟันและความ กว้างของเหงือกเคอราทินมาก เหงือกหนา มีลักษณะไฟโบรติก (Fibrotic) และมีกระดูกเข้าฟันหนา 3) ไบโอไทป์หนาหยัก (Thick scalloped biotype) หมายถึงไบโอไทป์ที่สัมพันธ์กับ ฟันรูปร่างสามเหลี่ยมผอมบาง เหงือกหยักเป็นลอน มีลักษณะ ไฟโบรติกและความกว้างของเหงือกเคอราทินน้อย โดย เหงือกบางจะมีความหนาเฉลี่ยเท่ากับ 0.80 ± 0.19 มิลลิเมตร ส่วนความกว้างของเหงือกเคอราทินในไบโอไทป์บาง และ ไบโอไทป์หนาเท่ากับเฉลี่ยเท่ากับ 4.15 ± 0.74 และ 5.72 ± 0.95 มิลลิเมตร ตามลำดับ และความหนาของกระดูกด้านแก้ม ในไบโอไทป์บางและไบโอไทป์หนาเท่ากับ 0.343 ± 0.135 และ 0.754 ± 0.128 มิลลิเมตร ตามลำดับ ไบโอไทป์ปริทันต์บาง จะมีเสถียรภาพต่อการปรับเปลี่ยน (Remodeling) ได้ไม่ดี เท่าไบโอไทป์ปริทันต์หนา⁴ ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการเกิดช่อง กระดูกโหว่ (Bone fenestration) รอยกระดูกเปิดแยก (Dehiscence) และเหงือกร่นได้ สาเหตุหนึ่งของการเกิดเหงือกร่น คือ การ เคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันในบริเวณที่มีไบโอไทป์ ปริทันต์บาง ดังนั้นจึงควรประเมินความหนาเหงือกและทิศ ทางการเคลื่อนฟันก่อนการจัดฟัน เนื่องจากเหงือกหนาจะมี เลือดมาเลี้ยงกระดูกที่ถูกปกคลุมและมีเสถียรภาพต่อการ ปรับเปลี่ยนได้ดีกว่าเหงือกบาง⁴ เหงือกหนาจะมีความ หนาแน่นของเส้นใยเหงือกมาก และมักพบร่วมกับการมี เหงือกยึดกว้าง ทำให้ด้านหน้าต่อการบาดเจ็บ การเกิดร่องลึก ปริทันต์และการเกิดเหงือกร่นได้มากกว่าเหงือกบาง ส่วนทิศ ทางการเคลื่อนที่ของฟันพบว่า การเคลื่อนฟันทั้งซี่ (Bodily

movement) มาทางด้านริมฝีปากจะทำให้ด้านริมฝีปากเป็น ด้านที่ได้รับแรงกด ทำให้หลอดเลือดในเอ็นยึดปริทันต์ถูกกด ทับและมีการหดตัวส่งผลให้ปริมาณเลือดมาเลี้ยงเนื้อเยื่อ น้อยลงเกิดการลดจำนวนเซลล์ในช่องเอ็นยึดปริทันต์ และมีการสลายของกระดูก ส่วนการเปลี่ยนแปลงของเหงือกที่พบ ทางด้านนี้ คือ ความหนาของเหงือกลดลงและเหงือกร่นมาก ขึ้น⁵ ซึ่งกรณีที่เนื้อเยื่อปริทันต์ไม่มีการอักเสบจากคราบ จุลินทรีย์ ระดับยืดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกจะไม่ เปลี่ยนแปลง แต่หากเนื้อเยื่อปริทันต์มีการอักเสบจะพบการ สูญเสียการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกไปด้วย ส่วน กรณีที่มีการเคลื่อนฟันทั้งซี่มาทางด้านลิ้น ทำให้ทางด้าน ริมฝีปากจะเป็นด้านที่มีแรงดึง หลอดเลือดในเอ็นยึดปริทันต์ เกิดการขยายตัว ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของการ ไหลเวียนของเลือด โดยปริมาณเลือดมาเลี้ยงเนื้อเยื่อมากขึ้น เกิดการเพิ่มจำนวนเซลล์ในช่องเอ็นยึดปริทันต์ และมีการ สร้างกระดูก ส่วนการเปลี่ยนแปลงของเหงือกที่พบทางด้านนี้ คือ ความหนาของเหงือกเพิ่มขึ้น ความสูงของเหงือกเสริม เพิ่มขึ้น จึงทำให้ความสูงของตัวฟันทางคลินิกลดลง^{6,7} ดังนั้น ในผู้ป่วยที่มีเหงือกบางและมีแผนการรักษาทางจัดฟันที่จะ เคลื่อนฟันไปด้านริมฝีปากอาจส่งผลให้เหงือกร่นและมี โอกาสในการเกิดการอักเสบได้มากกว่าผู้ป่วยที่มีเหงือกหนา ดังนั้นก่อนการจัดฟันควรมีการประเมินและการแก้ไขความ หนาของเหงือกในด้านที่รับแรงกด เพื่อลดความเสี่ยงต่อการ เกิดเหงือกร่นและการอักเสบของเหงือกในระหว่างการจัดฟัน นอกจากนี้การทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ (Systemic review) ในปี ค.ศ. 2015⁸ จากการประชุมของสมาคมปริทันตวิทยา แห่งสหรัฐอเมริกา รายงานว่า ทิศทางการเคลื่อนฟันและความ หนาของเหงือกมีบทบาทสำคัญต่อการเปลี่ยนแปลงของ เนื้อเยื่ออ่อนในระหว่างการจัดฟัน โดยมีโอกาสเกิดเหงือกร่น ได้มากในบริเวณที่มีปริมาณเหงือกยึดน้อยกว่า 2 มิลลิเมตร ดังนั้นในบริเวณที่มีปริมาณเหงือกยึดน้อยกว่า 2 มิลลิเมตร ควรทำศัลยกรรมปลูกเหงือกเพื่อเพิ่มปริมาณเหงือกก่อนให้ การรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน และการทบทวนวรรณกรรม อย่างเป็นระบบในปี ค.ศ. 2010⁹ จากการประชุมของสมาคม ปริทันตวิทยาแห่งสหรัฐอเมริกา รายงานว่าการเลื่อนแผ่น เหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ (Coronally advanced flap with connective tissue graft; CAF+CTG) ให้ผลสำเร็จสูง ในการปิดรากฟัน เพิ่มเหงือกเคอราทินและเพิ่มความหนา เหงือก รวมทั้งเพิ่มการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกได้ มากกว่าวิธีอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในบริเวณความวิการ

ของเหงือกในระดับ 1 และ 2 ตามการจัดจำแนกของ Miller (1985)¹⁰ จึงได้แนะนำให้เป็นการรักษามาตรฐาน (Gold standard) ในการปิดรากฟันและเพิ่มปริมาณเหงือกเคราติน แต่อย่างไรก็ตามการผ่าตัดวิธีนี้จะมีแผลผ่าตัดสองตำแหน่งทำให้เสี่ยงต่อการเกิดภาวะแทรกซ้อนหลังการผ่าตัด และทำให้เกิดความเจ็บปวดบริเวณแผลที่เพดานปาก รวมทั้งเป็นข้อจำกัดในกรณีที่มีเนื้อเยื่อบริเวณเพดานปากไม่เพียงพอ ดังนั้นจึงมีการนำสิ่งปลูกถ่ายในกลุ่มวัสดุชีวภาพ (Biomaterial) มาทดแทนการใช้เนื้อเยื่อยึดต่อ เช่น การนำเพลาทเลทริกซ์ไฟบริน (Platelet-rich fibrin; PRF)^{11,12} และโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น (Concentrated growth factor; CGF) มาใช้ทดแทนเนื้อเยื่อยึดต่อการผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพื่อรักษาเหงือกและเพิ่มปริมาณเหงือกเคราติน^{13,14} โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมีร่างแหไฟบรินที่เรียงตัวหนาแน่นและเป็นระเบียบ ถูกย่อยสลายโปรตีน (Proteolysis) ได้ยากจึงมีความคงตัวดี มีความเหนียว (Viscosity) และต้านต่อแรงดึง (Tensile strength) รวมทั้งมีปริมาณโกรทแฟกเตอร์มากกว่าเพลาทเลทริกซ์ไฟบริน¹⁵ จึงมีการนำโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมาใช้ในทางทันตกรรมมากขึ้น การศึกษาของ Bozkert และคณะ (2015)¹³ ได้ศึกษาเปรียบเทียบผลทางคลินิกของการรักษาเหงือกชั้นตำแหน่งโดยการใส่โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเปรียบเทียบกับ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียงอย่างเดียว ผลการศึกษาพบว่า ทั้ง 2 วิธีให้ผลในการปิดเหงือกชั้นแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่กลุ่มใส่โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นร่วมด้วยจะสามารถเพิ่มความหนาเหงือกได้มากกว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้มีการศึกษาของ Akcan และ Unsal (2020)¹⁴ ซึ่งเป็นการศึกษาแรกที่ได้นำโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมาใช้ร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเปรียบเทียบกับ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ พบว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อให้ผลในการเพิ่มความหนาและความกว้างของเหงือกเคราติน และร้อยละในการปิดเหงือกชั้นได้มากกว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในเดือนที่ 3 และเดือนที่ 6 ส่วนผลในการเพิ่มระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกและความลึกของเหงือกชั้นแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เนื่องจากจำนวนการศึกษามีน้อยและยังไม่มีการศึกษาในคนไทย จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบ

ความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นด้วยการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น กับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อในผู้ป่วยก่อนการจัดฟัน

วัตถุประสงค์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นวิจัยเชิงทดลองทางคลินิกแบบมีกลุ่มควบคุมที่มีการจัดกลุ่มด้วยวิธีสุ่ม (Randomized, controlled clinical trials) โดยการสุ่มตัวอย่างแบบง่าย และแบ่งส่วนช่องปาก (Split-mouth design) ในกลุ่มตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณจำนวน 8 ราย แบ่งเป็นกลุ่มควบคุม 16 ซี่ และกลุ่มทดสอบ 16 ซี่ ดังนี้

กลุ่มควบคุม (Control) คือ บริเวณที่ผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ ส่วนกลุ่มทดสอบ (Test) คือ บริเวณที่ผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น โดยมีข้อกำหนดคัดเข้า (Inclusion criteria) ได้แก่ ผู้ป่วยก่อนจัดฟันที่มารับการรักษาที่คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อายุ 18-40 ปี โดยทั้งกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบต้องมีความกว้างของเหงือกในแนวแก้ม-ลิ้นน้อยกว่า 1.5 มิลลิเมตร ตามการจัดจำแนกของ Seibert และ Lindhe (1989)¹ และบริเวณฟันหน้าล่างต้องมีเหงือกชั้นอย่างน้อย 1 ซี่ ซึ่งเป็นเหงือกชั้นประเภท 1 (Recession type 1; RT1) ตามการจัดจำแนกของ Cario และคณะ (1989)¹⁶ คือ เหงือกชั้นด้านหน้า (Facial) ที่ไม่มีการสูญเสียการยึดเกาะปริทันต์ทางคลินิกระหว่างฟัน ส่วนข้อกำหนดในการคัดออก (Exclusion criteria) ได้แก่ ผู้ป่วยที่มีโรคทางระบบที่มีผลต่อการหายของแผล สูบบุหรี่ ดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ หรือใช้สารเสพติด ตั้งครรภ์หรือกำลังให้นมบุตร มีประวัติได้รับการรักษาด้วยเคมีบำบัด การฉายรังสีรักษาบริเวณใบหน้า ข้อกำหนดในการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างออก (Withdrawal of participant criteria) ได้แก่ ผู้ป่วยที่มีอาการข้างเคียงรุนแรงจากการผ่าตัด เช่น การติดเชื้อ มีภาวะเลือดออกผิดปกติหลังจากการผ่าตัด มีความจำเป็นต้องได้รับการรักษาทางทันตกรรมหรือทางการแพทย์ที่ส่งผลต่อการวิจัย

คัดกรองผู้ป่วยตามข้อกำหนด อธิบายขั้นตอนการวิจัย จริยธรรมในการวิจัยแก่ผู้ป่วย และให้ผู้ป่วยลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย โดยงานวิจัยนี้ได้ผ่านคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (HE621140)

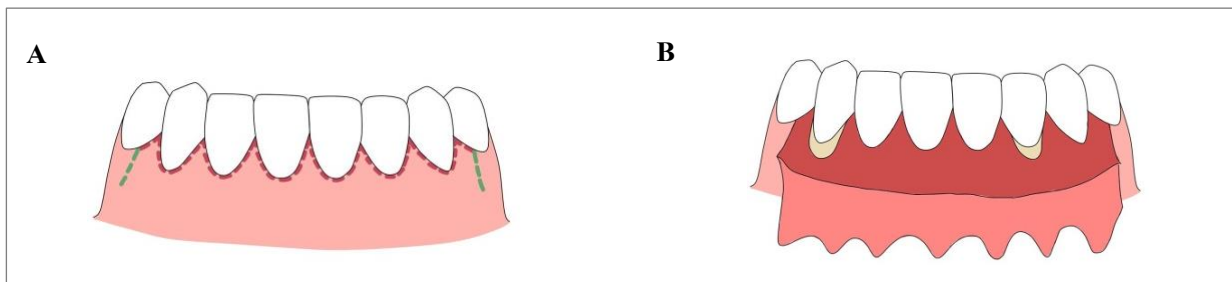
การวัดผลและบันทึกข้อมูลโดยมีการปรับมาตรฐานระหว่างผู้ตรวจ (Inter-examiner calibration) กับทันตแพทย์

ผู้เชี่ยวชาญด้านปริทันตวิทยา และการปรับมาตรฐานภายในผู้ตรวจ (Intra-examiner calibration) โดยต้องมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (Intraclass Correlation Coefficiency; ICC) มากกว่า 0.8 ขึ้นไป โดยในการศึกษานี้ มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้นเท่ากับ 0.895 จากการวัดค่าความหนาเหงือก ซึ่งแสดงถึงความน่าเชื่อถือของผู้ตรวจอยู่ในระดับที่ดี

ผู้ดำเนินการวิจัยประกอบด้วยผู้วิจัยคนที่ 1 มีหน้าที่ตรวจและคัดกรองผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการตามข้อกำหนดในการคัดเข้า ผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น และผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ ผู้วิจัยคนที่ 2 มีหน้าที่วัดความหนาเหงือก (Gingival thickness; GT) ผู้วิจัยคนที่ 3 มีหน้าที่วัดระยะขอบเหงือก (Gingival margin; GM) ความกว้างเหงือกเคอราติน (Keratinized tissue width; KTW) และระดับยึดสัมพันธ์ (Relative attachment level; RAL) ผู้วิจัยคนที่ 4 มีหน้าที่ประเมินความเจ็บปวด (Visual Analog Scale; VAS) โดยผู้วิจัยคนที่ 2, 3 และ 4 จะไม่ทราบว่าเป็นกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบ ผู้วิจัยคนที่ 5 เป็นนักเทคนิคการแพทย์ มีหน้าที่เจาะเลือดผู้ป่วยและปั่นเลือดเพื่อเตรียมโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น

ขั้นตอนการผ่าตัด แบ่งเป็น 1) การเตรียมตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่าย (Recipient site) บริเวณพื้นด้านล่างด้านแก้ม โดยลงรอยกริดแนวนอนตามร่องเหงือกจากด้านใกล้ของฟันซี่ 34-44 จากนั้นลงรอยกริดในแนวตั้งที่แนวบรรจบด้านแก้มใกล้กลางของฟันซี่ 34-44 ทั้งสองด้าน โดยกริดต่ำจากรอยต่อเยื่อเมือกเหงือก (Muco-gingival junction) ลงมา 0.5-1 มิลลิเมตร และเลาะแผ่นเนื้อเยื่อบางส่วน (Partial thickness flap) (รูปที่ 1) 2) การเตรียมตำแหน่งให้สิ่งปลูกถ่าย (Donor site) ได้แก่ การเตรียมเนื้อเยื่อยึดต่อจากเพดานปากในกลุ่มควบคุมและการเตรียมโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นในกลุ่มทดสอบ

การเตรียมเนื้อเยื่อยึดต่อจากเพดานปาก โดยลงรอยกริดรอยที่ 1 เป็นรอยกริดเส้นเดียว (Single incision) ห่างจากขอบเหงือกประมาณ 3 มิลลิเมตร ขาวเท่ากับระยะที่วัดได้จากบริเวณตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่าย การลงรอยกริดรอยที่ 1 จะลงให้มีความลึกประมาณ 0.5 มิลลิเมตร จากนั้นทำการลงรอยกริดที่ 2 ตามรอยกริดเส้นที่ 1 ให้ลึกลงไปชั้นเนื้อเยื่อยึดต่ออีก 1.5-2 มิลลิเมตร รอยกริดที่ 2 ให้ลงเป็นรูปร่างสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาดเท่ากับที่วัดได้จากบริเวณตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่าย เลาะชั้นเนื้อเยื่อปลูกถ่ายให้มีขนาดตามที่ต้องการซึ่งมีความหนา 1.5-2 มิลลิเมตร จากนั้นเย็บปิดตำแหน่งให้สิ่งปลูกถ่ายและใส่สแตนท์อะคริลิกเพื่อกดห้ามเลือด



รูปที่ 1 การออกแบบแผ่นเนื้อเยื่อ (A) รอยกริดร่องเหงือกและรอยกริดแนวตั้ง (B) แผ่นเนื้อเยื่อบางส่วน

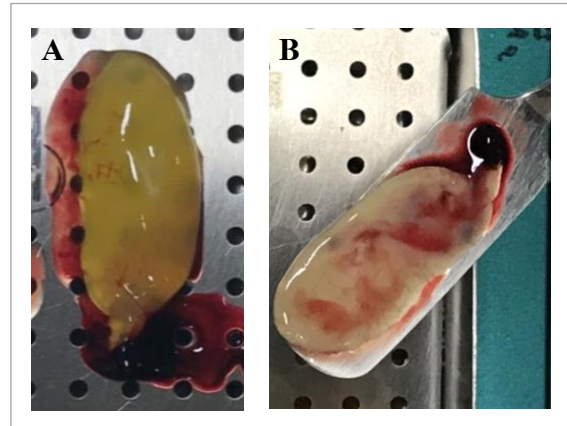
Figure 1 Flap design (A) Sulcular incision and vertical incision. (B) Partial thickness flap.

การเตรียมโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น โดยการเจาะเลือดผู้ป่วยจากเส้นเลือดดำมีเดียคิวบิทัล (Median cubital vein) ปริมาณ 20 มิลลิลิตร ใส่ในหลอดสำหรับปั่นเลือดหลอดละ 10 มิลลิลิตร จำนวน 2 หลอด สำหรับเตรียมเยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น 2 ชั้น โดยนำเลือดที่เจาะได้ไปปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยง (Medifuge MF200, Silfradentstr, S. Sofia, Italy) เครื่องจะกำหนดความเร็วรอบและระยะเวลาอัตโนมัติ โดยการปั่นของเครื่องจะเริ่มปั่นด้วยการเร่งความเร็วของเครื่องก่อนเป็นเวลา 30 วินาที จากนั้นปั่น 2,700 รอบต่อนาทีเป็นเวลา 2 นาที ตาม

ด้วย 2,400 รอบต่อนาทีเป็นเวลา 4 นาที 2,700 รอบต่อนาทีเป็นเวลา 4 นาที 3,000 รอบต่อนาทีเป็นเวลา 3 นาที และสุดท้ายลดความเร็วลงจนหยุดเป็นเวลา 36 วินาที รวมใช้ระยะเวลา 14 นาที (ตามคู่มือของบริษัทผู้ผลิต) จะได้โกรทแฟกเตอร์เข้มข้น 4 ชั้น คือ ชั้นบน ชั้นกลาง ชั้นของเหลว และชั้นล่าง นำส่วนชั้นกลาง คือ ชั้นบัฟฟีโคท (Buffy coat) (รูปที่ 2A) มากดให้เป็นแผ่นเยื่อด้วยแผ่นกดเฉพาะจะได้แผ่นเยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นที่มีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B)

จากนั้นจับฉลากเพื่อสุ่มกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบ นำเนื้อเยื่อยึดต่อวางที่บริเวณตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่าย ด้านกลุ่มควบคุม และนำเยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นวางซ้อนกัน 2 ชั้น ที่บริเวณตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่ายด้านกลุ่มทดสอบ โดยวางสูงจากรอยต่อเคลือบฟันกับเคลือบรากฟันเล็กน้อย หลังจากนั้นดึงแผ่นเหงือกขึ้นมาทางตัวฟัน และเย็บแบบไม่ต่อนื่องอย่างง่าย (Simple interrupted suture) โดยวัสดุเย็บแผลแบบสลายตัวได้ชนิดไวคริล (Vicryl®) ขนาด 4-0 (รูปที่ 3) แนะนำการดูแลแผลหลังผ่าตัด จ่ายยาอะม็อกซิซิลลิน (Amoxicillin) 500 มิลลิกรัมทุก 8 ชั่วโมง จำนวน 20 แคปซูล ในกรณีที่ผู้ป่วยแพ้ยาในกลุ่มเพนิซิลิน จะให้ยาโรกซิโทรมัยซิน (Roxithromycin) 150 มิลลิกรัมทุก 12 ชั่วโมง จำนวน 10 เม็ด และจ่ายยาแก้ปวดพาราเซตามอล (Paracetamol) 500 มิลลิกรัม โดยให้รับประทานเมื่อมีอาการปวด หรือทุก 4-6 ชั่วโมง จำนวน 20 เม็ด ให้ใช้น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนกลูโคเนต ความเข้มข้นร้อยละ 0.12 (0.12% Chlorhexidine gluconate)

เป็นเวลา 30 วินาที วันละ 2 ครั้ง เช้าและก่อนนอน ก่อนการแปรงฟัน 30 นาที



รูปที่ 2 โกรทแฟกเตอร์เข้มข้น
(A) บัฟไฟโคทาไฟบริน (B) เยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น
Figure 2 Concentrated growth factor
(A) Buffy coated fibrin (B) CGF membrane



รูปที่ 3 ขั้นตอนการผ่าตัด (A) ก่อนผ่าตัด (B) การออกแบบแผ่นเนื้อเยื่อและลงรอยกรีดแนวตั้ง (C) เยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น (D) การวางเยื่อโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น (ซี่ 41-43) และการวางเนื้อเยื่อยึดต่อ (ซี่ 31-33) (E) เนื้อเยื่อยึดต่อ (F) ดึงแผ่นเหงือกขึ้นมาทางตัวฟันและเย็บ (G) เย็บบริเวณเพดานปาก (H) ก่อนผ่าตัด (I) 3 เดือนหลังผ่าตัด

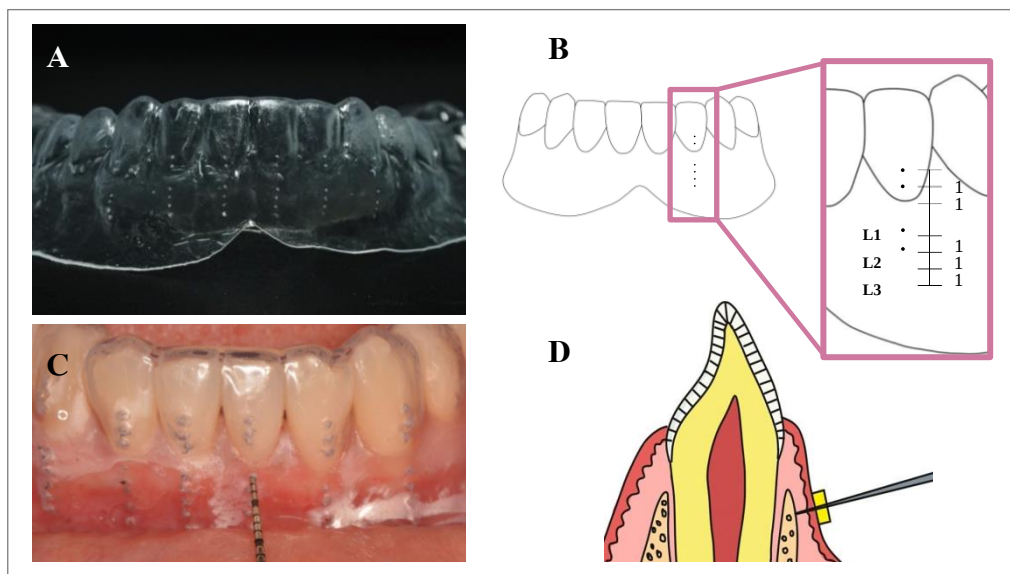
Figure 3 Surgical procedure (A) Preoperative view. (B) Flap design and vertical incisions. (C) CGF membrane. (D) CGF membrane placement (tooth no. 41-43) and CTG placement (tooth no. 31-33). (E) CTG. (F) CAF and sutures. (G) Suture at palatal area. (H) Preoperative view. (I) 3-month postoperative view.

การเก็บรวบรวมข้อมูล

กลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบจะถูกสุ่มโดยการจับสลากและจะให้การรักษาตามวิธีที่สุ่มในฟันซี่ 33-43 แต่จะบันทึกและวิเคราะห์ข้อมูลเฉพาะฟันซี่ 32-33 และ 42-43 ส่วนฟันซี่ 31 และ 41 จะไม่นำมาวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบ (Carryover effect) จากโกรทแฟกเตอร์จากด้านกลุ่มทดสอบที่อาจเหลืออยู่

ความหนาเหงือก วัดโดยใช้สเปรดเดอร์ D11TS (Spreader D11TS) (Hu-Friedy, Chicago, USA) ร่วมกับสเต็มที่สุญญากาศที่มีจุดอ้างอิงด้านแก้ม 6 ตำแหน่งต่อซี่ ได้แก่ ตำแหน่งเหนือขอบเหงือก 1 และ 2 มิลลิเมตร และตำแหน่งใต้

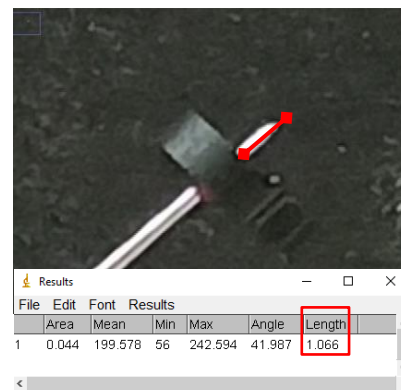
ขอบเหงือก 2, 3 และ 4 มิลลิเมตร (Level 1, Level 2 และ Level 3) (รูปที่ 4A และ 4B) โดยมีขั้นตอนการวัด ดังนี้ ฉีดยาชาเฉพาะที่ด้วยยาชาลิโดเคน ร้อยละ 2 ที่มีส่วนผสมของอีพิเนฟริน 1:100,000 (2% lidocaine with epinephrine 1:100,000) บริเวณที่จะตรวจ ใช้เครื่องมือตรวจปริทันต์ (Periodontal probe) ชนิด PCPUNC- 15 (Hu-Friedy, Chicago, USA) กดเบาๆ ที่ตำแหน่งอ้างอิงขณะใส่สเต็มที่สุญญากาศเพื่อให้เกิดจุดเลือดออก (Bleeding point) (รูปที่ 4C) หลังจากนั้นนำสเต็มที่สุญญากาศออกแล้วใช้สเปรดเดอร์ D11TS ที่มีจุกยาง (Rubber stop) กดในทิศทางตั้งฉากกับผิวเหงือกจนถึงผิวฟันหรือกระดูกเบ้าฟัน (รูปที่ 4D)



รูปที่ 4 (A) สเต็มที่สุญญากาศที่มีจุดอ้างอิง (B) จุดอ้างอิง L1, L2 และ L3 (C) จุดเลือดออก (D) สเปรดเดอร์ D11TS ที่มีจุกยางกดผ่านเหงือกจนสัมผัสกับฟัน/กระดูกที่อยู่ข้างใต้

Figure 4 (A) Vacuum stent with reference points. (B) Reference points L1, L2 and L3. (C) Bleeding points. (D) Spreader D11TS with rubber stop inserted transgingivally to contact with underlying tooth/bone.

นำสเปรดเดอร์ขนาด D11TS ที่มีจุกยางมาวางบนฉากถ่ายภาพที่ออกแบบมาเฉพาะที่มีจุดยึดตำแหน่งเดิมของสเปรดเดอร์เพื่อถ่ายภาพดิจิทัลและนำเข้าโปรแกรมการวัดระยะความหนาเหงือกเป็นค่าทศนิยม 3 ตำแหน่ง โดยอ่านความหนาเหงือก 3 ครั้ง และใช้ค่าเฉลี่ยในการนำวิเคราะห์ข้อมูล (รูปที่ 5)



รูปที่ 5 ไฟล์ภาพถ่ายดิจิทัลที่ถูกนำเข้าโปรแกรมการวัด

Figure 5 Digital image file was imported into a measurement software.

ระยะขอบเหงือก วัดโดยเครื่องมือตรวจปริทันต์ ชนิด PCPUNC- 15 ร่วมกับ สเต็มที่สูญญากาศที่มีจุดอ้างอิง ด้านแก้ม 3 ตำแหน่งต่อซี่ ได้แก่ ด้านใกล้กลาง กึ่งกลาง และ ด้านไกลกลาง โดยวัดจากขอบเหงือกถึงรอยต่อเคลือบฟันกับ เคลือบรากฟัน (รูปที่ 6) หากขอบเหงือกอยู่เหนือรอยต่อ เคลือบฟันกับเคลือบรากฟันจะอ่านค่าเป็นบวก และขอบ เหงือกอยู่ต่ำกว่ารอยต่อเคลือบฟันกับเคลือบรากฟันจะอ่านค่า เป็นลบ

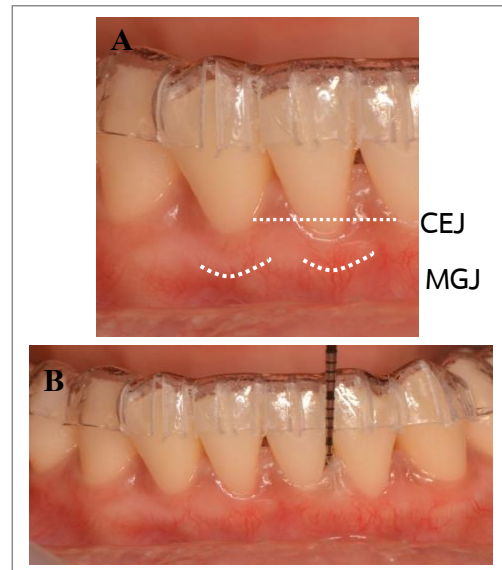
ความกว้างเหงือกเคราทิน วัดโดยเครื่องมือตรวจ ปริทันต์ชนิด PCPUNC- 15 ร่วมกับสเต็มที่สูญญากาศที่มี จุดอ้างอิงกึ่งกลางด้านแก้ม โดยวัดจากขอบเหงือกถึงรอยต่อ เยื่อเมือกเหงือก (รูปที่ 6)

ระดับยึดสัมพัทธ์ วัดโดยเครื่องมือตรวจปริทันต์ ชนิด PCPUNC- 15 ร่วมกับสเต็มที่สูญญากาศที่มีจุดอ้างอิง ด้านแก้ม 3 ตำแหน่งต่อซี่ ได้แก่ ด้านใกล้กลาง กึ่งกลาง และ ด้านไกลกลาง โดยวัดจากขอบล่างของสเต็มที่สูญญากาศถึง จุดลึกสุดของร่องเหงือก (รูปที่ 6)

การประเมินความเจ็บปวด¹⁷ โดยให้ผู้ป่วยชี้คะแนน ลงบนมาตรวัดความเจ็บปวดด้วยสายตาแบบเส้นตรงในช่วง หมายเลข 0-10 โดยหมายเลข 0 หมายถึง ไม่มีความเจ็บปวด ส่วนหมายเลข 10 หมายถึง มีความเจ็บปวดมากที่สุด ซึ่งจะ ประเมินในวันที่ 3 หลังการผ่าตัด โดยให้ผู้ป่วยประเมินความ เจ็บปวด 2 เส้น โดยเส้นที่ 1 คือ ด้านซ้าย ซึ่งหมายถึง บริเวณ แผลผ่าตัดด้านซ้ายล่างและแผลบริเวณเพดานซ้ายหรือแขน ด้านซ้ายที่เจาะเลือด ส่วนเส้นที่ 2 คือ ด้านขวา ซึ่งหมายถึง บริเวณแผลผ่าตัดด้านขวาล่างและแผลบริเวณเพดานขวาหรือ แขนด้านขวาที่เจาะเลือด

การวิเคราะห์ข้อมูล

ใช้โปรแกรม SPSS statistic 19.0 ที่ระดับนัยสำคัญ ทางสถิติ $\alpha = 0.05$ ใช้สถิติเชิงพรรณนา วิเคราะห์ข้อมูล พื้นฐานหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอายุ เพศ ความหนาเหงือก ระยะขอบเหงือก ความกว้างเหงือก เคราทิน และระดับยึดสัมพัทธ์ ใช้สถิติเชิงอนุมานเพื่อ เปรียบเทียบความหนาเหงือกในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบ กรณีข้อมูลแจกแจงปกติใช้สถิติทดสอบทีแบบจับคู่ (Paired t-test) กรณีข้อมูลแจกแจงไม่ปกติใช้สถิติทดสอบเครื่องหมาย ลำดับที่ของวิลคอกซัน (Wilcoxon signed-rank test)



รูปที่ 6 (A) การวัดระดับขอบเหงือกและเหงือกเคราทินตาม จุดอ้างอิงสเต็มที่สูญญากาศที่ตำแหน่งกึ่งกลางด้านแก้ม (B) การวัดระดับยึดสัมพัทธ์ร่วมกับสเต็มที่สูญญากาศที่มี จุดอ้างอิงจากขอบล่างของสเต็มที่จุดลึกสุดของร่องเหงือก

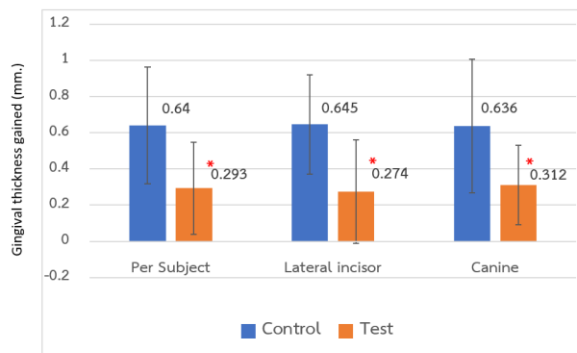
Figure 6 (A) Gingival margin and keratinized gingiva measurement with reference point of vacuum stent. (B) Relative attachment level measurement with reference point of vacuum stent from the lower border of stent to bottom of gingival sulcus.

ผล

ผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการวิจัยจำนวน 8 ราย เป็นเพศ หญิง 6 ราย และเพศชาย 2 ราย ปีอายุอยู่ในช่วง 23-35 ปี อายุ เฉลี่ย 27.38 ปี โดยมีกลุ่มควบคุม 16 ซี่ และกลุ่มทดสอบ 16 ซี่ โดยมีข้อมูลค่าทางคลินิกเริ่มต้นทั้ง 2 กลุ่มแตกต่างกันอย่างไม่ มีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกในกลุ่ม ควบคุมและกลุ่มทดสอบ เท่ากับ 0.82 ± 0.24 และ 0.93 ± 0.29 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

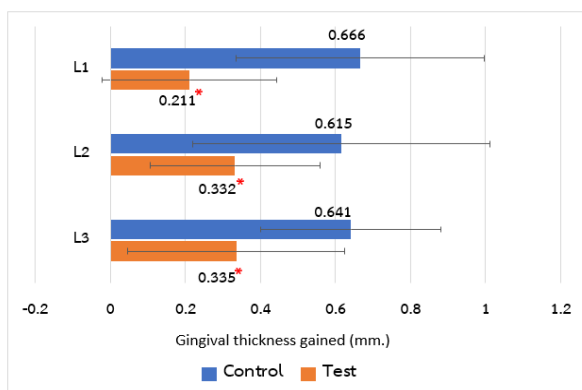
ความหนาเหงือก ความหนาเหงือกระดับบุคคล (Per subject) พบว่าค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่ม ควบคุมเท่ากับ 0.64 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.29 มิลลิเมตร เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่ากลุ่มควบคุมมี ค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมี นัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) (ตารางที่ 1 และรูปที่ 7)

ความหนาเหงือกระดับซี่ (Per tooth) พบว่าค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมของฟันตัดซี่ข้างและฟันเขี้ยวเท่ากับ 0.65 และ 0.64 มิลลิเมตร ตามลำดับ ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.27 และ 0.312 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่าในกลุ่มควบคุมของฟันตัดซี่ข้างและฟันเขี้ยวมีค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 1 และรูปที่ 7)



รูปที่ 7 ความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบที่ระดับบุคคลและซี่ฟัน

Figure 7 Gingival thickness gaining in the control and test groups per subject and per tooth.



รูปที่ 8 ความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบแต่ละระดับ

Figure 8 Gingival thickness gaining in the control and test groups per levels.

ความหนาเหงือกแต่ละระดับ (Per level) พบว่าค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมที่ระดับ L1 ระดับ L2 และระดับ L3 เท่ากับ 0.67, 0.62 และ 0.64 มิลลิเมตร ตามลำดับ ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.21, 0.33 และ 0.34 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่าในกลุ่มควบคุมที่ระดับ L1 ระดับ L2 และระดับ L3 มีค่าเฉลี่ยความ

หนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 1 และรูปที่ 8)

ค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกระดับ L1 และระดับ L3 ของฟันตัดซี่ข้าง และระดับ L1 ของฟันเขี้ยว ในกลุ่มควบคุมมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 1)

ระยะขอบเหงือก ระยะขอบเหงือกระดับบุคคล พบว่าในกลุ่มควบคุมมีค่าเฉลี่ยระยะขอบเหงือกสูงขึ้นเท่ากับ 0.02 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบมีเหงือกยื่นเพิ่มขึ้นเท่ากับ 0.02 มิลลิเมตร เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่าทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยระยะขอบเหงือกที่เปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ระยะขอบเหงือกด้านกึ่งกลางแก้ม พบว่าในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบมีค่าเฉลี่ยระยะขอบเหงือกสูงขึ้นเท่ากับ 0.44 และ 0.31 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่าทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยขอบเหงือกสูงขึ้นแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ระยะขอบเหงือกด้านด้านประชิด พบว่าทั้งสองกลุ่มมีเหงือกยื่นมากขึ้น โดยในกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.19 และ 0.19 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่าทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยเหงือกยื่นเพิ่มขึ้นแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ความกว้างเหงือกเคอราทิน ความกว้างเหงือกเคอราทินต่อบุคคล พบว่าค่าเฉลี่ยความกว้างเหงือกเคอราทินเพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.81 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.56 มิลลิเมตร ทั้งสองกลุ่มมีการเพิ่มขึ้นของความกว้างเหงือกเคอราทินแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ความกว้างเหงือกเคอราทินของฟันตัดซี่ข้างเพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.81 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.56 มิลลิเมตร เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่ากลุ่มควบคุมมีค่าเฉลี่ยความกว้างเหงือกเคอราทินเพิ่มขึ้นมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) (ตารางที่ 1)

ส่วนค่าเฉลี่ยความกว้างเหงือกเคอราทินของเขี้ยวเพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.50 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.56 มิลลิเมตร โดยทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยความกว้างเหงือกเคอราทินแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ระดับยึดสัณพัทธ์ ค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ที่ลดลงในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.33 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.02 มิลลิเมตร ซึ่งระดับยึดสัณพัทธ์ที่ลดลง แสดงว่ามีการเพิ่มขึ้นของการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิก (Clinical attachment gain) โดยทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ที่ลดลงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ด้านกึ่งกลางแก้ม พบว่าค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ลดลงในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.81 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.56 มิลลิเมตร โดยทั้งสองกลุ่มมีค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ที่ลดลงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

ส่วนค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ด้านประชิด พบว่าค่าเฉลี่ยระดับยึดสัณพัทธ์ด้านประชิดลดลงในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.09 มิลลิเมตร ส่วนในกลุ่มทดสอบเพิ่มขึ้นเท่ากับ 0.25 มิลลิเมตร โดยทั้งสองกลุ่มมีการเปลี่ยนแปลงของระดับยึดสัณพัทธ์แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1)

การประเมินความเจ็บปวด ค่าเฉลี่ยความเจ็บปวดวันที่ 3 หลังผ่าตัดในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 2.92 (ปวดปานกลาง-ปวดเล็กน้อย) ส่วนในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.33 (ไม่ปวด-ปวดเล็กน้อย) ซึ่งในกลุ่มควบคุมมีค่าเฉลี่ยความเจ็บปวดมากกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ทางคลินิกเริ่มต้นและหลังผ่าตัด 3 เดือน ของกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดสอบ

Table 1 Clinical parameters at baseline and 3 months of the control group and test group.

Variables		Control group				Test group				Δ Mean Diff	p-value
		Baseline	3 mos.	Mean Diff	p-value	Baseline	3 mos.	Mean Diff	p-value		
GT	Per subject	0.82±0.24	1.47±0.35	0.64	0.000*	0.93 ± 0.29	1.22 ± 0.23	0.29	0.00*	0.35	0.000*
	Per tooth										
	Lateral incisor	0.89±0.24	1.54±0.32	0.65	0.000*	0.95±0.32	1.22±0.23	0.27	0.00*	0.37	0.000*
	Canine	0.76±0.21	1.39±0.37	0.64	0.000*	0.92±0.24	1.23±0.23	0.31	0.00*	0.33	0.001*
	Per Level										
	L1	0.80±0.20	1.47±0.37	0.67	0.000*	0.93±0.26	1.14±0.14	0.21	0.003*	0.45	0.001*
	L2	0.85±0.23	1.47±0.44	0.62	0.000*	0.94±0.31	1.27±0.21	0.33	0.000*	0.28	0.032*
	L3	0.82±0.29	1.46±0.26	0.64	0.000*	0.93±0.31	1.26±0.30	0.34	0.000*	0.30	0.005*
	Per tooth & level										
	L1/Lat.incisor	0.90±0.20	1.56±0.38	0.60	0.000*	1.00±0.25	1.15±1.45	0.15	0.154	0.509	0.011*
	L2/Lat.incisor	0.84±0.23	1.54±0.38	0.70	0.000*	0.84±0.36	1.23±0.19	0.39	0.004*	0.316	0.123
	L3/Lat.Incisor	0.94±0.31	1.51±0.25	0.57	0.000*	0.99±0.38	1.28±0.34	0.29	0.036*	0.287	0.048*
GM	Per subject	0.56±1.07	0.58±0.87	0.02	0.84	0.52±0.97	0.50±0.68	-0.02	0.800	0.042	0.704
	Per site										
	Mid-buccal	-0.13±1.03	0.31±0.70	0.44	0.050*	-0.13±1.00	0.19±0.91	0.31	0.025*	0.13	0.527
KTW	Per subject	3.06±0.77	3.88±1.15	0.81	0.008*	3.19±0.83	3.75±0.683	0.56	0.007*	0.25	0.425
	Per tooth										
	Lateral	3.38±0.74	4.50±0.54	1.13	0.014*	3.19±0.83	4.00±0.76	0.63	0.025*	0.50	0.046*
RAL	Per subject	6.63±1.619	6.29±1.35	-0.33	0.015*	6.38±1.55	6.35±1.35	-0.02	0.834	-0.31	0.037*
	Per site										
	Mid-buccal	7.81±1.42	7.00±1.37	-0.81	0.005*	7.56±1.315	7.00±1.414	-0.56	0.014*	-0.25	0.388
	Proximal	6.03±1.38	5.94±1.22	-0.09	0.519	5.78±1.313	6.03±1.204	0.25	0.033*	-0.34	0.051

* Significant difference compared within groups (baseline vs 3 months) and between groups (control vs test groups)

หมายเหตุ : (-) ขอบเหงือกอยู่ต่ำกว่าระดับ CEJ, ค่าเฉลี่ยความแตกต่างของระดับยึดสัณพัทธ์ที่ลดลง

Remark : (-) Gingival margin apical to the CEJ, decreasing of mean difference of RAL

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการปลูกเหงือก 2 วิธี วิธีแรก คือ การผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานที่ให้ผลสำเร็จในการรักษาสูง กับวิธีการผ่าตัดเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นในการเพิ่มความหนาเหงือกบริเวณพื้นหน้าล่างในผู้ป่วยก่อนการจัดฟันที่มีไบโอไทป์ปริทันต์บางและมีแผนการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันที่จะเคลื่อนฟันมาทางด้านริมฝีปากซึ่งจะทำให้ด้านริมฝีปากเป็นด้านที่ได้รับแรงกด ในการศึกษาครั้งนี้มีผู้ป่วยที่เข้าเกณฑ์คัดเข้ามีค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกในกลุ่มควบคุมเท่ากับ 0.82 ± 0.24 มิลลิเมตร และในกลุ่มทดสอบเท่ากับ 0.93 ± 0.29 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งจัดอยู่ในกลุ่มเหงือกบางตาม Seibert และ Lindhe (1989)¹ และกลุ่มไบโอไทป์ปริทันต์แบบบางตามสมาคมปริทันตวิทยาแห่งสหรัฐอเมริกา (2018)³ ที่มีความหนาเฉลี่ยเท่ากับ 0.80 ± 0.19 มิลลิเมตร

การศึกษาเกี่ยวกับการนำโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมาใช้ร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันมีจำกัด ซึ่งการศึกษาของ Bozkurt และคณะ (2015)¹³ เป็นการศึกษาแรกที่ได้้นำโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมาใช้ร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันในการรักษาเหงือกกร่นหลายตำแหน่งเปรียบเทียบกับ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียงอย่างเดียว ผลการรักษา 6 เดือน พบว่าร้อยละของการปิดเหงือกกร่น (Root coverage) และร้อยละของการปิดเหงือกกร่นได้สมบูรณ์ (Complete root coverage) ของทั้ง 2 วิธีแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่กลุ่มที่ใช้โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นร่วมด้วยสามารถเพิ่มความหนาเหงือกและความกว้างของเหงือกยึดได้มากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยเพิ่มความหนาเหงือกได้เท่ากับ 0.32 มิลลิเมตร และเพิ่มความกว้างเหงือกเคราทินได้เท่ากับ 0.58 มิลลิเมตร รวมทั้งลดค่าระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกได้มากกว่ากลุ่มที่ไม่ใช้โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นร่วมด้วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในปี ค.ศ. 2019 Li และคณะ¹⁸ ได้ทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบและวิเคราะห์หาคำตอบ (Systematic review and meta-analysis) เกี่ยวกับการนำพลาทเลตเข้มข้นในตนเอง (Autologous platelet concentrates; APCs) ที่ในปัจจุบันมีการนำมาใช้ 3 รุ่น คือ พลาทเลตริชพลาสมา (Platelet-rich plasma; PRP) พลาทเลตริชไฟบริน (Platelet-rich fibrin; PRF) และโกรทแฟกเตอร์เข้มข้น ร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเปรียบเทียบกับ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียง

อย่างเดียว ซึ่งคัดเลือกการวิจัยเชิงทดลองทางคลินิกแบบมีกลุ่มควบคุมที่มีการจัดกลุ่มด้วยวิธีสุ่ม จำนวน 8 การศึกษา ผลจาก 6 การศึกษาที่ใช้พลาทเลตริชไฟบรินร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟัน พบว่าทำให้ค่าทางคลินิกดีขึ้นกว่า การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ได้แก่ ร้อยละในการปิดเหงือกกร่น ความหนาเหงือกเคราทิน และระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิก ส่วนผลจาก 1 การศึกษาที่ใช้โกรทแฟกเตอร์เข้มข้นร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟัน ทำให้ค่าทางคลินิกดีขึ้นกว่าการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ได้แก่ ความหนาของเหงือก ความกว้างเหงือกเคราทิน และระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิก ในขณะที่ 1 การศึกษาที่ใช้พลาทเลตริชพลาสมา ร่วมกับการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันให้ผลทางคลินิกไม่แตกต่างจากการไม่ใช้พลาทเลตริชพลาสมา แต่อย่างไรก็ตามผลการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบนี้ ไม่สอดคล้องกับผลการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบและวิเคราะห์หาคำตอบที่ผ่านของ Moraschin และคณะ (2016)¹⁹ ที่รายงานว่า การปิดเหงือกกร่นและระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกของทั้ง 2 วิธีแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่พบว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อให้ผลในการเพิ่มความกว้างของเหงือกเคราทินมากกว่ากลุ่มที่ใช้พลาทเลตริชไฟบรินร่วมด้วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

การศึกษาของ Akcan และ Unsal (2020)¹⁴ เป็นการศึกษาแรกที่ได้นำโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นมาใช้ร่วมกับการทำการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันเปรียบเทียบกับ การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อ ซึ่งมีการออกแบบงานวิจัยเป็นการวิจัยเชิงทดลองทางคลินิกแบบมีกลุ่มควบคุมที่มีการจัดกลุ่มด้วยวิธีสุ่มแบบแบ่งส่วนช่องปากในผู้ป่วย 19 ราย (74 ตำแหน่ง) ผลการศึกษาพบว่า กลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อให้ผลในการเพิ่มความหนาและความกว้างเหงือกเคราทินและร้อยละในการปิดเหงือกกร่นได้มากกว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟกเตอร์เข้มข้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในเดือนที่ 3 และเดือนที่ 6 ส่วนผลในการเพิ่มระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิกและความลึกของเหงือกกร่น (Recession depth) แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งผลของการเพิ่มความหนาเหงือก จะสอดคล้องกับการศึกษาในครั้งนี้ โดยพบว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึด

ต่อให้ผลในการเพิ่มความหนาเหงือกมากกว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ในเดือนที่ 3 โดยเมื่อพิจารณาความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นในเดือนที่ 3 ทั้ง 2 การศึกษามีความใกล้เคียงกัน โดยในการศึกษานี้พบว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นจะสามารถเพิ่มความหนาเหงือกเท่ากับ 0.29 มิลลิเมตร ซึ่งใกล้เคียงกับการศึกษาของ Akcan และ Unsal (2020)¹⁴ สามารถเพิ่มความหนาเหงือกได้เท่ากับ 0.33 มิลลิเมตร จากการใช้เชื้อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นหนา 1 มิลลิเมตร วางทับกัน 2 ชั้น ได้แผ่นเนื้อเยื่อ (Flap) ในขณะที่การศึกษาของ Dogan และคณะ (2015) พบว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นจะสามารถเพิ่มความหนาเหงือกในเดือนที่ 6 ได้เท่ากับ 0.3 มิลลิเมตร จากการใช้เชื้อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นหนา 1 มิลลิเมตร วาง 1 ชั้น ได้แผ่นเนื้อเยื่อ ซึ่งมีจำนวนการศึกษาน้อยจึงไม่สามารถสรุปได้ว่า ควรจะวางแผ่นโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นจำนวนกี่ชั้นได้แผ่นเนื้อเยื่อจึงจะทำให้ผลการรักษาดีที่สุด การศึกษาในครั้งนี้ได้กำหนดความหนาของเนื้อเยื่อยึดต่อเท่ากับ 1.5-2 มิลลิเมตร เนื่องจากเป็นความหนาที่เหมาะสมที่ทำให้เลือดมาเลี้ยงขึ้นเนื้อเยื่อปลูกถ่ายได้ดี และลดความเจ็บปวดบริเวณแผลที่เพดานเนื่องจากแผลไม่ลึกมากเกินไป อีกทั้งเป็นความหนาที่เหมาะสมทำให้ความสวยงามหลังการหายของแผล²⁰

การศึกษาในครั้งนี้ได้มีการแบ่งระดับการวัดความหนาเหงือกที่ตำแหน่งใต้ขอบเหงือก 2, 3 และ 4 มิลลิเมตร (L1, L2 และ L3) โดยเมื่อพิจารณาตามระดับต่ำจากขอบเหงือกจะพบว่าการใช้เนื้อเยื่อยึดต่อสามารถเพิ่มความหนาเหงือกได้มากกว่าการใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อแบ่งกลุ่มย่อยแยกตามซี่ฟันที่ระดับต่ำจากขอบเหงือก พบว่าฟันซี่ที่ระดับต่ำจากขอบเหงือก 3 และ 4 มิลลิเมตร (L2 และ L3) และฟันตัดข้างที่ระดับต่ำจากขอบเหงือก 3 มิลลิเมตร (L2) พบว่าทั้ง 2 กลุ่มสามารถเพิ่มความหนาเหงือกได้แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะที่ระดับต่ำจากขอบเหงือก 3 และ 4 มิลลิเมตร เชื้อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นจะถูกปกคลุมด้วยแผ่นเนื้อเยื่ออย่างสมบูรณ์ทำให้มีคุณสมบัติในการกระตุ้นการสร้างเนื้อเยื่อได้ดี ซึ่งต่างจากตำแหน่งต่ำจากขอบเหงือก 2 มิลลิเมตร (L1) เชื้อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นบางส่วนจะมีการเผยพอง (Exposed) กับสิ่งแวดล้อมในช่องปากทำให้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นมีความคงตัวและคุณสมบัติในการกระตุ้นการสร้างเนื้อเยื่อลดลง

นอกจากนี้ปริมาณเนื้อเยื่อยึดต่อจะนำมาได้ในแต่ละบุคคลจะแตกต่างกัน ส่วนมากพบว่าเนื้อเยื่อยึดต่อที่เกาะได้จากเนื้อเยื่อเพดานปาก 1 ด้าน จะสามารถนำมาใช้ในการทำศัลยกรรมปลูกเหงือกได้เพียง 2-3 ซี่ ซึ่งหากต้องการทำศัลยกรรมบริเวณกว้างมากกว่า 3 ซี่ อาจจะต้องใช้เนื้อเยื่อยึดต่อจากเพดานปากทั้ง 2 ด้าน หรือต้องทำศัลยกรรม 2 ครั้ง ซึ่งกรณีนี้การนำโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นมาใช้ทดแทนเนื้อเยื่อยึดต่อน่าจะมีข้อดีเนื่องจากปริมาณเลือด 10 มิลลิเมตร สามารถนำมาปั่นและได้เชื้อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น ขนาดประมาณ 20×10 มิลลิเมตร และหนา 1 มิลลิเมตร ซึ่งในการศึกษานี้ใช้เยื่อซ้อนกัน 2 ชั้น ดังนั้นหากต้องการปลูกเหงือกบริเวณกว้างการนำโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นมาใช้แทนเนื้อเยื่อยึดต่อน่าจะเป็นอีกทางเลือกที่ควรนำมาพิจารณาเช่นกัน

นอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงของระดับขอบเหงือกพบว่า ทั้ง 2 กลุ่มไม่มีการเปลี่ยนแปลงระดับขอบเหงือกเมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการรักษา แต่ในกลุ่มที่ใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น มีระดับเหงือกบนทางด้านแก้มลดลงมากกว่าก่อนการรักษาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แต่เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่า ทั้ง 2 กลุ่มมีการเปลี่ยนแปลงของระดับขอบเหงือกแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Akcan และ Unsal (2020)¹⁴

ผลของระดับความเจ็บปวดในวันที่ 3 หลังการผ่าตัด พบว่า กลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อมีระดับความเจ็บปวดเท่ากับ 2.92 ± 2.72 (ปวดปานกลาง-ปวดเล็กน้อย) ส่วนในกลุ่มที่ใช้โกรทแฟลคเตอร์เท่ากับ 0.33 ± 0.56 (ไม่ปวด-ปวดเล็กน้อย) ซึ่งแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) เช่นเดียวกับผลการศึกษาของ Akcan และ Unsal (2020)¹⁴ ที่พบว่าระดับความเจ็บปวดในกลุ่มที่ใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นลดลงตามลำดับ และแตกต่างจากกลุ่มที่ใช้เนื้อเยื่อยึดต่อร่วมด้วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ในวันที่ 2, 4, 5 และ 7

ความกว้างเหงือกเคราตินที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มใช้เนื้อเยื่อยึดต่อร่วมด้วยเท่ากับ 0.81 มิลลิเมตร ส่วนกลุ่มที่ใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นร่วมด้วยเท่ากับ 0.56 มิลลิเมตร ทั้ง 2 กลุ่มมีการเพิ่มขึ้นของความกว้างเหงือกเคราตินแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ โดยเหงือกเคราตินเพิ่มขึ้นในกลุ่มที่ใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นร่วมด้วยเป็นผลจากการที่โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นมีการปลดปล่อยโกรทแฟลคเตอร์ที่มีผลกระตุ้นการเพิ่มจำนวน (Proliferation) ของเซลล์สร้างเส้นใยเหงือก (Gingival fibroblast) และเซลล์เยื่อผิว¹⁵ รวมทั้งเซลล์เคราตินโนไซต์ (Keratinocyte) ที่ทำหน้าที่ในการสร้างเยื่อผิว

เคอราติน (Keratinized epithelium) ส่วนเยื่อผิวเคอราตินที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มที่ใช้เนื้อเยื่อยึดต่อร่วมด้วย เป็นผลมาจากเนื้อเยื่อยึดต่อนำมาจากเพดานสามารถกระตุ้นให้เนื้อเยื่อรอบข้างตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่ายให้มีการสร้างเยื่อผิวเคอราตินได้²¹

กลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับใช้เนื้อเยื่อยึดต่อมีระดับยึดสัมพัทธ์ที่ลดลงมากกว่ากลุ่มที่เลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่เมื่อวิเคราะห์เฉพาะด้านแก้ด้านประชิดพบว่า ทั้ง 2 กลุ่มมีการลดลงของระดับยึดสัมพัทธ์แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ การลดลงของระดับยึดสัมพัทธ์ คือ การลดลงของระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิก ซึ่งในการวัดระดับยึดสัมพัทธ์จะวัดจากขอบล่างของสเต็มท์สัญญาณถึงจุดลึกสุดของร่องเหงือก โดยทั้งสองกลุ่มมีการลดลงของระดับการยึดของอวัยวะปริทันต์ทางคลินิก เนื่องจากเป็นผลจากการหายของแผลทั้งแบบมีการขึ้นของเยื่อผิว (Epithelial downgrowth) และแบบมีการยึดใหม่ของเนื้อเยื่อยึดต่อ (Connective tissue attachment)²² ซึ่งเกิดจากการกระตุ้นของโกรทแฟลคเตอร์ที่เกี่ยวข้องในบริเวณบาดแผล รวมทั้งโกรทแฟลคเตอร์ที่ได้จากเยื่อโกรทแฟลคเตอร์เข้มข้น จึงส่งผลให้เกิดการเพิ่มจำนวนเซลล์สร้างหลอดเลือด เซลล์เยื่อผิวและเซลล์สร้างเส้นใยเหงือก²³ ทำให้เกิดการสร้างหลอดเลือดใหม่ การสร้างเยื่อผิวและการสร้างเส้นใยเหงือกในกลุ่มเส้นใยเหงือกยึดฟัน (Dentogingival fiber) และเส้นใยเหงือกรอบฟัน (Circular fiber) มากขึ้น

การศึกษาที่ผ่านมาและการศึกษาในครั้งนี้ พบว่าการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับใช้เนื้อเยื่อยึดต่อเป็นวิธีการรักษามาตรฐานที่ให้ผลสำเร็จสูงในการเพิ่มความหนาเหงือก แต่วิธีดังกล่าวเป็นข้อจำกัดในผู้ป่วยที่มีเนื้อเยื่อบริเวณเพดานที่ไม่สมบูรณ์ เช่น ผู้ป่วยปากแหว่งและเพดานโหว่ (Cleft lip and cleft palate) รวมทั้งผู้ป่วยที่มีความหนาของเนื้อเยื่อยึดต่อบริเวณเพดานปากไม่เพียงพอ โดยการศึกษาของ Wara-aswapati และคณะ (2001)²⁴ ที่ศึกษาความหนาของเนื้อเยื่อเพดานปากในคนเชื้อชาติเอเชีย พบว่าในช่วงอายุ 14-21 ปี และ 30-59 ปี ประชากรที่ศึกษาจะมีความหนาของเนื้อเยื่อเพดานปากเท่ากับ 2.8 ± 0.3 และ 3.1 ± 0.3 มิลลิเมตรตามลำดับ โดยเพศหญิงจะมีความหนาของเนื้อเยื่อเพดานปากน้อยกว่าเพศชาย แต่แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งจากการศึกษานี้จะแสดงให้เห็นว่าคนเชื้อชาติเอเชียที่มีอายุน้อยจะมีความหนาของเนื้อเยื่อเพดานปากน้อย ซึ่งเป็นข้อจำกัดในการนำเนื้อเยื่อยึดต่อมาใช้ในการทำศัลยกรรมปลูกเหงือก

การเลาะเนื้อเยื่อยึดต่อบริเวณเพดานเป็นวิธีที่ละเอียดอ่อนต้องอาศัยความชำนาญเฉพาะทาง ในขณะที่การทำศัลยกรรมปลูกเหงือกโดยใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นนั้น แม้ว่าจะไม่ต้องเลาะเนื้อเยื่อยึดต่อบริเวณเพดาน แต่ยังคงอาศัยทักษะในการเลาะแผ่นเนื้อเยื่อบางส่วนบริเวณตำแหน่งรับสิ่งปลูกถ่าย และการเจาะเลือดจากเส้นเลือดดำมีเดียในทวิบิตอล ดังนั้นการเลือกวิธีการรักษาขึ้นกับทักษะความชำนาญของทันตแพทย์ผู้ให้การรักษา

บทสรุป

การเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมกับเนื้อเยื่อยึดต่อให้ผลในการเพิ่มความหนาเหงือกได้มากกว่าการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมการใช้โกรทแฟลคเตอร์ แต่อย่างไรก็ตามค่าเฉลี่ยความหนาเหงือกที่เพิ่มขึ้นที่ระดับต่ำจากขอบเหงือก 3 มิลลิเมตร ในฟันตัดซึ่งกลางและระดับต่ำจากขอบเหงือก 3 และ 4 มิลลิเมตร ในฟันเขี้ยวทั้ง 2 กลุ่มแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นการเลื่อนแผ่นเหงือกมาทางตัวฟันร่วมการใช้โกรทแฟลคเตอร์เข้มข้นจึงเป็นทางเลือกหนึ่งในการรักษาในผู้ป่วยที่มีความหนาของเนื้อเยื่อยึดต่อบริเวณเพดานปากไม่เพียงพอ และเป็นการหลีกเลี่ยงภาวะแทรกซ้อนบริเวณเพดานปากที่อาจเกิดขึ้นได้หลังการผ่าตัด

เอกสารอ้างอิง

1. Seibert J, Lindhe J. Esthetics and periodontal therapy. In: Lindhe J, ed. Textbook of Clinical Periodontology. 2nd ed. Copenhagen:Denmark:Munksgaard;1989:477-514.
2. Olsson M, Lindhe J. Periodontal characteristics in individuals with varying form of the upper central incisors. J Clin Periodontol 1991;18(1):78-82.
3. Cortellini P, Bissada NF. Mucogingival conditions in the natural dentition: Narrative review, case definitions, and diagnostic considerations. J Periodontol 2018;89(Suppl 1):S204-13.
4. Buser D, von Arx T. Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants. Clin Oral Implants Res 2000;11(Suppl 1):83-100.
5. Dannan A. An update on periodontic-orthodontic inter-relationships. J Indian Soc Periodontol 2010;14(1):66-71.
6. Engelking G, Zachrisson BU. Effects of incisor repositioning on monkey periodontium after expansion through the cortical plate. Am J Orthod 1982;82(1): 23-32.

7. Wennström JL. Mucogingival considerations in orthodontic treatment. *Semin Orthod* 1996;2(1):46-54.
8. Kim DM, Neiva R. Periodontal soft tissue non-root coverage procedures: a systematic review from the AAP Regeneration Workshop. *J Periodontol* 2015;86(Suppl 2):S56-72.
9. Chambrone L, Faggion CM Jr, Pannuti CM, Chambrone LA. Evidence-based periodontal plastic surgery: an assessment of quality of systematic reviews in the treatment of recession-type defects. *J Clin Periodontol* 2010;37(12):1110-8.
10. Miller PD. Miller classification of marginal tissue recession revisited after 35 years. *Compend Contin Educ Dent* 2018;39(8):514-20.
11. Gupta S, Banthia R, Singh P, Banthia P, Raje S, Aggarwal N. Clinical evaluation and comparison of the efficacy of coronally advanced flap alone and in combination with platelet rich fibrin membrane in the treatment of Miller Class I and II gingival recessions. *Contemp Clin Dent* 2015;6(2):153-60.
12. Kuka S, Ipci SD, Cakar G, Yilmaz S. Clinical evaluation of coronally advanced flap with or without platelet-rich fibrin for the treatment of multiple gingival recessions. *Clin Oral Investig* 2018;22(3):1551-8.
13. Bozkurt Dogan Ş, Öngöz Dede F, Balli U, Atalay EN, Durmuşlar MC. Concentrated growth factor in the treatment of adjacent multiple gingival recessions: a split-mouth randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2015;42(9):868-75.
14. Akcan SK, Ünsal B. Gingival recession treatment with concentrated growth factor membrane: a comparative clinical trial. *J Appl Oral Sci.* 2020;28:e20190236.
15. Rodella LF, Favero G, Boninsegna R, Buffoli B, Labanca M, Scari G, et al. Growth factors, CD34 positive cells, and fibrin network analysis in concentrated growth factors fraction. *Microsc Res Tech* 2011;74(8):772-7.
16. Cairo F, Nieri M, Cincinelli S, Mervelt J, Pagliaro U. The interproximal clinical attachment level to classify gingival recessions and predict root coverage outcomes: an explorative and reliability study. *J Clin Periodontol* 2011;38(7):661-6.
17. Campbell W, Lewis S. Visual analogue measurement of pain. *Ulster Med J* 1990;59(2):149-54.
18. Li R, Liu Y, Xu T, Zhao H, Hou J, Wu Y, et al. The additional effect of autologous platelet concentrates to coronally advanced flap in the treatment of gingival recessions: A systematic review and meta-analysis. *Biomed Res Int* 2019;2587245.
19. Moraschini V, Barboza Edos SP. Use of platelet-rich fibrin membrane in the treatment of gingival recession: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2016;87(3):281-90.
20. Zucchelli G, Mounssif I, Mazzotti C, Montebugnoli L, Sangiorgi M, Mele M, et al. Does the dimension of the graft influence patient morbidity and root coverage outcomes? A randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014;41(7):708-16.
21. Karring T, Lang NP, Löe H. The role of gingival connective tissue in determining epithelial differentiation. *J Periodontol Res* 1975;10(1):1-11.
22. Guiha R, el Khodairy S, Mota L, Caffesse R. Histological evaluation of healing and revascularization of the subepithelial connective tissue graft. *J Periodontol* 2001;72(4):470-8.
23. Eren G, Kantarcı A, Sculean A, Atilla G. Vascularization after treatment of gingival recession defects with platelet-rich fibrin or connective tissue graft. *Clin Oral Investig* 2016;20(8):2045-53.
24. Wara-aswapati N, Pitiphat W, Chandrapho N, Rattanayatikul C, Karimbux N. Thickness of palatal masticatory mucosa associated with age. *J Periodontol* 2001;72(10):1407-12.

ผู้รับผิดชอบบทความ

วราภรณ์ สุวรรณรงค์

สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 043 202 405 #45151

โทรสาร: 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: warsuw@kku.ac.th

The Clinical Result of Coronally Advanced Flap with Concentrated Growth Factor Compared to Coronally Advanced Flap with Connective Graft Tissue for Gingival Thickness Enhancement in Pre-Orthodontics Patients: A 3-Month Randomized Controlled Trial

Suwannarong W* Pua Siri S** Chanwiboon T*** Rotjinda R**** Tribupachatsakul P*****

Abstract

The purpose of this study was to compare the clinical result of gingival thickness using coronally advanced flap with connective tissue graft (CAF+CTG) and coronally advanced flap with concentrated growth factor (CAF+CGF). Eight pre-orthodontics patients (6 females, 2 males) with a thin gingival biotype and at the least one site of gingival recession at the lower anterior teeth were recruited in this randomized controlled clinical trial (split-mouth). The control group was CAF+CTG, and the test group was CAF+CGF. Outcomes were assessed by measuring gingival thickness (GT), gingival margin (GM), keratinized tissue width (KTW), relative attachment level (RAL) and visual analog scale (VAS). At the 3-month post-operative period, there was a statistically significant difference in the mean GT gain between the test and control groups ($p < 0.05$). The mean GT gain was 0.640 mm and 0.293 mm in the control group and the test group, respectively. However, the mean GT gain at L2 (3 mm below GM) on lateral incisors and L2, L3 (3, 4 mm below GM) on canines were not significantly different between groups. RAL was significantly decreased in the control group compared to the test group ($p < 0.05$). No statistically significant difference was demonstrated between the two groups in terms of GM and KTW. The mean VAS score in the control group was significantly higher than the test group at day 3 postoperative ($p < 0.05$). In conclusion, CAF+CTG is superior to CAF+CGF for increasing GT and decreasing RAL. CAF+CGF can be an alternative treatment due to decreased postoperative complications.

Keywords: Concentrated growth factor/ Coronally advanced flap/ Gingival thickness

Corresponding Author

Waraporn Suwannarong

Department of Oral Biomedical Sciences,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.

Tel.: +66 4 320 2405 #45151

Fax.: +66 4 320 2862

Email: warsuw@kku.ac.th

* Department of Oral Biomedical Sciences and Biofilm Research Group, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

** Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

*** Dental Department, Kaengkhro Hospital, Amphur Kaengkhro, Chaiyaphum.

**** Dental Department, Thapthan Hospital, Amphur Thapthan, Uthai Thani.

***** Dental Department, Napalai Hospital, Amphur Bang Khonthi, Samut Songkhram.

ผลของการปนเปื้อนน้ำลาย และระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำต่อกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

สลลิตทิพย์ ภาควิชา* พรทิพย์ ผ่องวิริยาทร** เข้มพร กิจสหวงศ์** อโนมา รัตนะเจริญธรรม**

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์เพื่อศึกษาค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ เมื่อมีการปนเปื้อนน้ำลายที่ระยะเวลา 5 (C5) และ 30 (C30) วินาทีและการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำที่เวลา 5 (E5) 15 (E15) และ 20 (E20) วินาที โดยทำในฟันกรามน้อยจำนวน 180 ซี่ แบ่งเป็น 9 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ซี่ ได้แก่ กลุ่มที่ 1 ไม่มีการปนเปื้อนน้ำลายและปฏิบัติตามวิธีที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด (Co) กลุ่มที่ 2 C5 กลุ่มที่ 3 C5+E5 กลุ่มที่ 4 C5+E15 กลุ่มที่ 5 C5+E20 กลุ่มที่ 6 C30 กลุ่มที่ 7 C30+E5 กลุ่มที่ 8 C30+E15 กลุ่มที่ 9 C30+E20 ทำการผนึกหลุมและร่องฟัน จากนั้นนำชิ้นงานไปแช่ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะที่อุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียสสลับกับ 55 องศาเซลเซียสจำนวน 5,000 รอบ นำชิ้นงานไปหาค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวด้วยเครื่องทดสอบชนิดสากล ผลการศึกษา พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของกลุ่มที่ 1 สูงกว่ากลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 6 ซึ่งเป็นกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) กลุ่มที่ 2-5 มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ขณะที่ภายในกลุ่มที่ 6-9 พบว่ากลุ่มที่ 6 ต่ำกว่ากลุ่มที่ 8 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) จึงสรุปได้ว่า การปนเปื้อนน้ำลายส่งผลให้ค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำลดลงและการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดซ้ำก่อนผนึกหลุมและร่องฟัน มีผลให้ค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นหากมีการปนเปื้อนน้ำลายควรทำการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดซ้ำก่อนผนึกหลุมและร่องฟันเพื่อให้การผนึกหลุมและร่องฟันมีการยึดติดที่ดีที่สุด

คำใบ้: กำลังแรงยึดเหนี่ยว/ สารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ/ การปนเปื้อนน้ำลาย/ การปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ

Received: July 17, 2020

Revised: October 22, 2020

Accepted: November 22, 2020

บทนำ

ฟันผุเป็นปัญหาสุขภาพช่องปากที่พบมากที่สุด¹ โดยมีรายงานความชุกของการเกิดฟันผุในหลายประเทศทั่วโลกสูงถึง 2.4 พันล้านคน² จากรายงานผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากแห่งชาติ ประเทศไทย ครั้งที่ 8 พ.ศ. 2560 พบว่าความชุกของโรคฟันผุในฟันแท้ของเด็กอายุ 12 ปี มีร้อยละ 52 ซึ่งฟันแท้ที่ผุมากที่สุด คือฟันกรามแท้ซี่ที่ 1 และฟันกรามแท้ซี่ที่ 2 ตามลำดับ³ เนื่องจากลักษณะรูปร่างหลุมและร่องฟันของฟันกรามส่วนใหญ่ลึกและแคบ เป็นแหล่งสะสมคราบจุลินทรีย์และยากต่อการทำความสะอาด⁴

ในงานทันตกรรมป้องกัน การผนึกหลุมและร่องฟัน (Pit and fissure sealants) เป็นหนึ่งในกลวิธีป้องกันฟันผุและสามารถลดความชุกของการเกิดฟันผุได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยสารผนึกหลุมและร่องฟันทำหน้าที่เป็นตัวกั้นขวางระหว่างหลุมและร่องของฟันกรามกับเชื้อแบคทีเรีย⁵ มีรายงานว่าร้อยละ 90 ของฟันผุพบในหลุมและร่องฟันของด้านบดเคี้ยวบริเวณฟันหลัง⁶

ในปี ค.ศ.1984 National Institutes of Health ประเทศสหรัฐอเมริกา สรุปว่าการผนึกหลุมและร่องฟันเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพและปลอดภัยสำหรับใช้ป้องกันฟันผุบริเวณหลุมและร่องฟันตราบเท่าที่สารผนึกหลุมและร่องฟันยังยึดติดอย่างสมบูรณ์บนผิวเคลือบฟัน⁷ ต่อมาในปี ค.ศ. 1997 American dental Association สนับสนุนว่าการผนึกหลุมและร่องฟันเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพสูงในการป้องกันฟันผุบริเวณหลุมและร่องฟัน⁸ โดยความสำเร็จของการผนึกหลุมและร่องฟันขึ้นกับการยึดอยู่ (Retention) และการเกิดรอยซึมเล็ก (Microleakage) ซึ่งคุณลักษณะทั้งสองขึ้นกับคุณภาพในการยึดติด (Adhesion) ระหว่างสารผนึกหลุมและร่องฟันกับผิวเคลือบฟัน⁹

สารผนึกหลุมและร่องฟันแบ่งเป็น 2 กลุ่มหลัก คือ กลุ่มสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดเรซิน (Resin-based sealants) และกลุ่มสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดกลาสไอโอโนเมอร์ (Glass ionomer sealants) เมื่อเปรียบเทียบการคงอยู่ของสาร

*ฝ่ายทันตกรรม โรงพยาบาลพณีสันนิคม อำเภอพณีสันนิคม จังหวัดชลบุรี

** สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

ผนึกหลุมและร่องฟันทั้ง 2 ชนิด พบว่าสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดกlasses ไอโอโนเมอร์มีการยึดติดของวัสดุต่ำกว่าชนิดเรซินอย่างมีนัยสำคัญ¹⁰ โดยสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินจัดเป็นวัสดุ (Material of choice) ที่ดีที่สุดสำหรับการผนึกหลุมและร่องฟันในกรณีที่สามารถควบคุมความชื้นได้^{11,12} หากในกรณีที่ยากต่อการควบคุมความชื้น แนะนำให้ใช้เป็นสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดกlasses ไอโอโนเมอร์¹³

จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ (Systematic review) พบว่าสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินที่แข็งตัวด้วยแสง (Light-polymerizing resin-based sealants) มีระยะเวลาการยึดติดของวัสดุที่ระยะเวลา 2 ปี และ 5 ปี คิดเป็นร้อยละ 77.8 และ 73.3 ตามลำดับ¹⁴ มีรายงานว่าเมื่อติดตามผลการรักษาที่ระยะเวลา 2 ปี พบว่าความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุภายหลังผนึกหลุมและร่องฟันสามารถลดลงถึงร้อยละ 76 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้รับการผนึกหลุมและร่องฟัน และที่ระยะเวลา 7 ปีหรือมากกว่านั้น พบว่าอุบัติการณ์เกิดฟันผุของเด็กและวัยรุ่นที่ผนึกหลุมและร่องฟันมีร้อยละ 29 ขณะที่เด็กและวัยรุ่นที่ไม่ได้ผนึกหลุมและร่องฟันมีอุบัติการณ์เกิดฟันผุสูงถึงร้อยละ 74¹⁵

ขั้นตอนการผนึกหลุมและร่องฟันทำโดยเตรียมผิวเคลือบฟันด้วยกรดฟอสฟอริก (Phosphoric acid) จากนั้นล้างน้ำและเป่าผิวฟันให้แห้งสนิทแล้ว สารผนึกหลุมและร่องฟันจะยึดกับผิวฟันด้วยลักษณะการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ (Micromechanical interlocking)¹⁶ อย่างไรก็ตามการยึดติดของวัสดุขึ้นกับระยะเวลาในการใช้กรดกัดผิวเคลือบฟันและการทำให้ปราศจากความชื้น¹⁷

ปัญหาหลักที่มีผลต่อความสำเร็จในการผนึกหลุมและร่องฟัน คือความชื้นหรือการปนเปื้อนจากน้ำลาย¹⁸ โดยน้ำลายส่งผลเสียต่อการยึดติดเนื่องจากพื้นผิวฟันที่มีการปนเปื้อนน้ำลายจะมีแผ่นฟิล์มของสารอินทรีย์ (Organic film) ปกคลุมอยู่บนพื้นผิว¹⁹ นอกจากนี้ระยะเวลาของการปนเปื้อนน้ำลายก็ส่งผลต่อการแทรกซึมของวัสดุเช่นกัน^{20,21}

การปนเปื้อนน้ำลายจึงเป็นอุปสรรคสำคัญต่อสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินที่มีลักษณะไม่ชอบน้ำ²² จากปัญหาดังกล่าว ในช่วง 10 ปีที่ผ่านมาจึงมีการพัฒนาสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินชนิดชอบน้ำขึ้นโดยถูกออกแบบมาเพื่อผิวฟันที่มีความชื้น^{23,24}

งานวิจัยที่ผ่านมาแนะนำว่าหากมีการปนเปื้อนน้ำลายให้ทำการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำก่อนผนึกหลุมและร่องฟัน²⁵⁻²⁷ แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาถึงระยะเวลาที่เหมาะสม (Optimal time) ในการปรับสภาพผิว

เคลือบฟันซ้ำของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ ซึ่งระยะเวลาในการปนเปื้อนน้ำลายและระยะเวลาที่ใช้ในการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำอาจส่งผลต่อค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำได้

งานวิจัยในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการปนเปื้อนน้ำลายและระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำที่ระยะเวลาต่าง ๆ ต่อค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำเพื่อเป็นแนวทางในการจัดการสำหรับทันตแพทย์ในกรณีเกิดการปนเปื้อนน้ำลายขึ้นระหว่างการทำผนึกหลุมและร่องฟันเพื่อให้ยังคงมีการยึดติดที่ดี

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Experimental laboratory research) ได้ผ่านการยกเว้นการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (HE622244)

ประชากรศึกษาคือฟันกรามน้อยของมนุษย์มีเกณฑ์คัดเข้าคือผิวเคลือบฟันปราศจากรอยผุหรือพยาธิสภาพใดๆ (Sound enamel) เมื่อดูด้วยตาเปล่า เกณฑ์คัดออกคือผิวเคลือบฟันมีความผิดปกติ เช่น ภาวะเคลือบฟันเจริญพร่อง (Enamel hypoplasia) ฟันตกกระ (Fluorosis) ฟันเปลี่ยนสี (Tooth discoloration) ฟันที่มีวัสดุบูรณะ (Tooth restoration) ฟันที่เคยได้รับการรักษาคดองรากฟัน (Previously treated tooth)

การเตรียมฟัน นำฟันกรามน้อยจำนวนทั้งหมด 180 ซี่ เก็บรักษาในสารละลายไทมอล ความเข้มข้นร้อยละ 0.1 (0.1% Thymol) มาทำความสะอาดเพื่อกำจัดหินน้ำลายและเศษเนื้อเยื่อ (Debris) ด้วยเครื่องมือเกรซี่คิวเรตต์ (Gracey curette) เบอร์ 3/4 จากนั้นตัดตัวฟันด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Mecatome T180, Bri  -et-Angonnes, France) บริเวณใต้รอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (Cemento-enamel junction) 2 มิลลิเมตร นำมาขัดด้วยอิฟ็อกซี่ในท่อพีวีซีขนาด 1/2 นิ้ว โดยขัดให้ด้านใกล้แก้มของฟันกรามน้อยบนและล่างหรือด้านใกล้เพดานของฟันกรามน้อยบน อยู่ด้านบนเหนืออิฟ็อกซี่ จากนั้นทำความสะอาดผิวฟันด้วยหัวขัดยางรูปถ้วยร่วมกับผงขัดพัมมิช (Pumice) ทำการสุมฟันออกเป็น 9 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ซี่ (ตารางที่ 1) ด้วยวิธีการสุมอย่างง่าย

การเตรียมฟันผิวฟัน เตรียมฟันผิวฟันให้เรียบและอยู่ในระนาบเดียวกันกับท่อพีวีซี โดยการขัดด้วยกระดาษทรายเบอร์ 400 ร่วมกับน้ำด้วยเครื่องขัดผิววัสดุ (Ecomet[®] 3, Buehler, USA) ให้ได้พื้นที่ผิวเคลือบฟันที่เรียบขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร และอยู่ในชั้นเคลือบฟันเท่านั้น

การเตรียมแบบยัดสารพริกหลุมและร่องฟัน นำกระดาษทาสองหน้าชนิดบางเจาะวงกลมด้วยที่เจาะสายหนึ่งเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 3 มิลลิเมตร มาติดลงบนผิวฟัน และวางยางแยกฟันที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรูยางแยกฟัน 2 มิลลิเมตร ความสูง 1 มิลลิเมตร ชิดกับกระดาษทาสองหน้า

การเตรียมผิวเคลือบฟัน ทุกกลุ่มใช้กรดฟอสฟอริก ความเข้มข้นร้อยละ 35 (Ultra-etch™, Ultradent Products, USA) โดยกลุ่มควบคุมหรือกลุ่มที่ 1 ทำการปฏิบัติตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตด้วยการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรด 20 วินาที²⁸ และกลุ่มอื่นๆมีการเตรียมผิวฟันก่อนพริกหลุมและร่องฟัน (ตารางที่ 1)

การเก็บตัวอย่างน้ำลาย เก็บตัวอย่างน้ำลายขณะไม่ได้รับการกระตุ้น (Non stimulated saliva) จากผู้ทดสอบหลัก (Principle examiner) 1 คน โดยก่อนเก็บน้ำลายให้หลีกเลี่ยงอาหารที่มีน้ำตาลหรือเป็นกรดสูง เครื่องดื่มที่มีส่วนผสมแอลกอฮอล์หรือคาเฟอีน ภายใน 12 ชั่วโมงงดรับประทานอาหารหลักอย่างน้อย 60 นาที หลีกเลี่ยงการออกกำลังกายหนักๆ บ้วนน้ำทำความสะอาดช่องปากและร่อนอย่างน้อย 10 นาทีก่อนเก็บน้ำลาย²⁹ นำน้ำลายมาวัดค่าความเป็นกรด-เบส ด้วยกระดาษลิตมัสโดยควบคุมค่าความเป็นกรด-เบส ของน้ำลายที่ใช้เท่ากับ 6 ถึง 7³⁰ และเก็บน้ำลายที่ช่วงเวลาเดียวกันทุกครั้งทำการทดลอง

ตารางที่ 1 กลุ่มการทดลองต่างๆ ตามการปนเปื้อนน้ำลายและการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ

Table 1 Different treatment groups according to saliva contamination and re-etching times

Groups	Name	Contamination time (s)	Re-etching time (s)
1	Co	No	No
2	C5	5	No
3	C5 + E5	5	5
4	C5 + E15	5	15
5	C5 + E20	5	20
6	C30	30	No
7	C30 + E5	30	5
8	C30 + E15	30	15
9	C30 + E20	30	20

การเตรียมผิวฟันก่อนพริกหลุมและร่องฟันมีรายละเอียด ดังนี้

กลุ่มที่ 1 (Co) หยดกรดลงบนผิวเคลือบฟันที่เตรียมไว้ 20 วินาที ล้างน้ำกลั่นเป็นเวลา 10 วินาที เป่าผิวเคลือบฟันเป็นเวลา 10 วินาที หยดสารพริกหลุมและร่องฟันและฉายแสง

กลุ่มที่ 2 (C5) หลังจากปรับสภาพผิวฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 1 หยดน้ำลาย 10 ไมโครลิตรเป็นเวลา 5 วินาที ล้างน้ำกลั่นเป็นเวลา 10 วินาที เป่าผิวเคลือบฟันเป็นเวลา 10 วินาที หยดสารพริกหลุมและร่องฟัน และฉายแสง

กลุ่มที่ 3 (C5 + E5) ขั้นตอนการเตรียมสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 2 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 5 วินาที

กลุ่มที่ 4 (C5 + E15) ขั้นตอนการเตรียมสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 2 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 15 วินาที

กลุ่มที่ 5 (C5 + E20) ขั้นตอนการเตรียมสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 2 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 20 วินาที

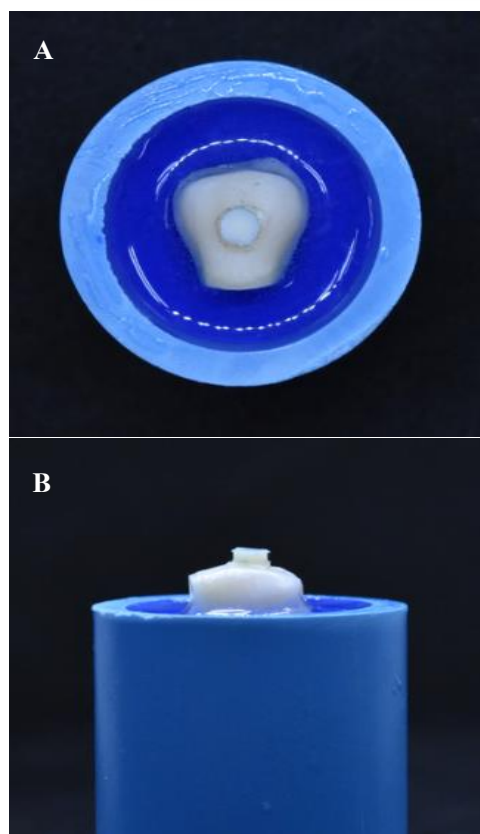
กลุ่มที่ 6 (C30) หลังจากปรับสภาพผิวฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 1 หยดน้ำลาย 10 ไมโครลิตรเป็นเวลา 30 วินาที ล้างน้ำกลั่นเป็นเวลา 10 วินาที เป่าผิวเคลือบฟันเป็นเวลา 10 วินาที หยดสารพริกหลุมและร่องฟันและฉายแสง

กลุ่มที่ 7 (C30 + E5) ขั้นตอนการปรับสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 6 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 5 วินาที

กลุ่มที่ 8 (C30 + E15) ขั้นตอนการปรับสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 6 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 15 วินาที

กลุ่มที่ 9 (C30 + E20) ขั้นตอนการปรับสภาพผิวฟันและยัดสารพริกหลุมและร่องฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 6 แต่มีการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดซ้ำอีกครั้ง 20 วินาที

การพริกหลุมและร่องฟัน หยดสารพริกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ ชื่อทางการค้า คืออัลตราซีล เอ็กซ์ที ไฮโดร (UltraSeal XT® Hydro™, Ultradent Products, USA) จนเสมอขอบยางแยกฟัน (DynaFlex Elastic tooth separators, posterior blue, USA) ขนาด 1/8 นิ้ว และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี ที่มีความเข้มแสง 600 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 20 วินาที มีการตรวจวัดความเข้มแสงให้ได้ค่า 600 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ด้วยเครื่องวัดความเข้มแสง (PM160T, THORLABS, USA) ก่อนการทดลองทุกครั้ง หลังจากกั้นถอดยางแยกฟันจะได้ลักษณะวัสดุยัดติดผิวเคลือบฟัน (รูปที่ 1)

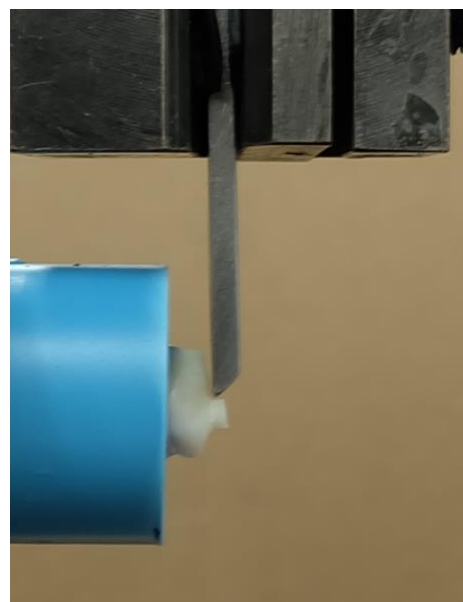


รูปที่ 1 ชิ้นงานตัวอย่างที่ผนึกสารผนึกหลุมและร่องฟัน (A) มุมมองชิ้นงานจากทางด้านบน (B) มุมมองชิ้นงานจากทางด้านข้าง

Figure 1 Hydrophilic sealant specimen (A) Top view (B) Lateral view

การจำลองอุณหภูมิจนในช่องปาก นำชิ้นงานตัวอย่างที่ขึ้นงานตัวอย่างที่ทำขึ้นจากสารผนึกหลุมและร่องฟันมาแช่ในน้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นนำไปแช่เครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะในน้ำกลั่น 5 องศาเซลเซียส 30 วินาทีสลับกับ 55 องศาเซลเซียส 30 วินาทีจำนวน 5,000 รอบ โดยมีช่วงเวลาในการเปลี่ยนอุณหภูมิ 10 วินาที³¹ หลังจากนั้นนำชิ้นงานตัวอย่างมาเก็บไว้ในน้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสและนำไปทดสอบค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยว

การทดสอบค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยว นำชิ้นตัวอย่างมาทดสอบด้วยเครื่องทดสอบชนิดสากล (Universal testing machine, LR30K, LLOYD, USA) ร่วมกับแท่งเหล็กปลายแหลมด้วยความเร็วของหัวทดสอบ 0.5 มิลลิเมตร/นาที เมื่อวัสดุแตกหักออกจากผิวฟันบันทึกค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวเป็นหน่วยเมกะปาสคาล (MPa) (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 การทดสอบค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวด้วยเครื่องทดสอบชนิดสากล

Figure 2 Shear bond strength testing with Universal testing machine

การตรวจสอบชนิดความล้มเหลวของสารผนึกหลุมและร่องฟัน ใช้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Nikon measurescope 20, Yokohama, Japan) กำลังขยาย 30 เท่า จำแนกความล้มเหลวของสารผนึกหลุมและร่องฟันเป็น 3 ประเภท ได้แก่ การหลุดระหว่างรอยต่อของผิวฟันกับวัสดุ (Adhesive failure) การหลุดภายในเนื้อวัสดุ (Cohesive failure) การหลุดแบบผสม (Mixed failure) โดยจะพบสารผนึกหลุมและร่องฟันติดอยู่เพียงบางส่วน

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

สถิติเชิงพรรณนานำเสนอข้อมูลค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด ค่าสูงสุดของค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวและร้อยละของชนิดความล้มเหลวของสารผนึกหลุมและร่องฟัน

ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติ Shapiro Wilk test พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ จึงเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยว 9 กลุ่มด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-Way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 หลังจากนั้นมีการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวทีละคู่ด้วยวิธีการเปรียบเทียบเชิงซ้อน (Post-hoc comparisons) ด้วยวิธี Bonferroni adjustment

ผล

การศึกษาเปรียบเทียบกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฟันกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำที่สภาวะต่างๆ พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวในกลุ่มที่ 1 ที่ไม่มีการปนเปื้อนน้ำลาย (Co) มีค่าสูงสุด คือ 32.42 ± 3.54 เมกะปาสกาล ส่วนค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวในกลุ่มที่ 6 ที่ปนเปื้อนน้ำลาย 30 วินาทีและไม่ปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ (C30) มีค่าต่ำสุด คือ 27.25 ± 4.17 เมกะปาสกาล (รูปที่ 3)

การตรวจสอบความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Homogeneity of variance) พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ($p=0.859$) เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวระหว่างกลุ่มด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 พบว่ามีกลุ่มตัวอย่างน้อย 1 คู่ ที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.001$)

การวิเคราะห์เปรียบเทียบเชิงซ้อนโดยปรับค่านัยสำคัญ ด้วยวิธีบอนเฟอร์โรนี (ตารางที่ 2 และรูปที่ 3)

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฟันกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำภายในกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลาย 5 วินาที คือกลุ่มที่ 2-5 พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ขณะที่กลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลาย 30 วินาที คือกลุ่มที่ 6-9 พบว่ากลุ่มที่ 6 ที่ปนเปื้อนน้ำลาย 30 วินาทีและไม่มีการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ (C30) มีค่าต่ำกว่ากลุ่มที่ 8 ที่ปนเปื้อนน้ำลาย 30 วินาที และปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ 15 วินาที (C30+E15) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.002$) (ตารางที่ 2 และรูปที่ 3)

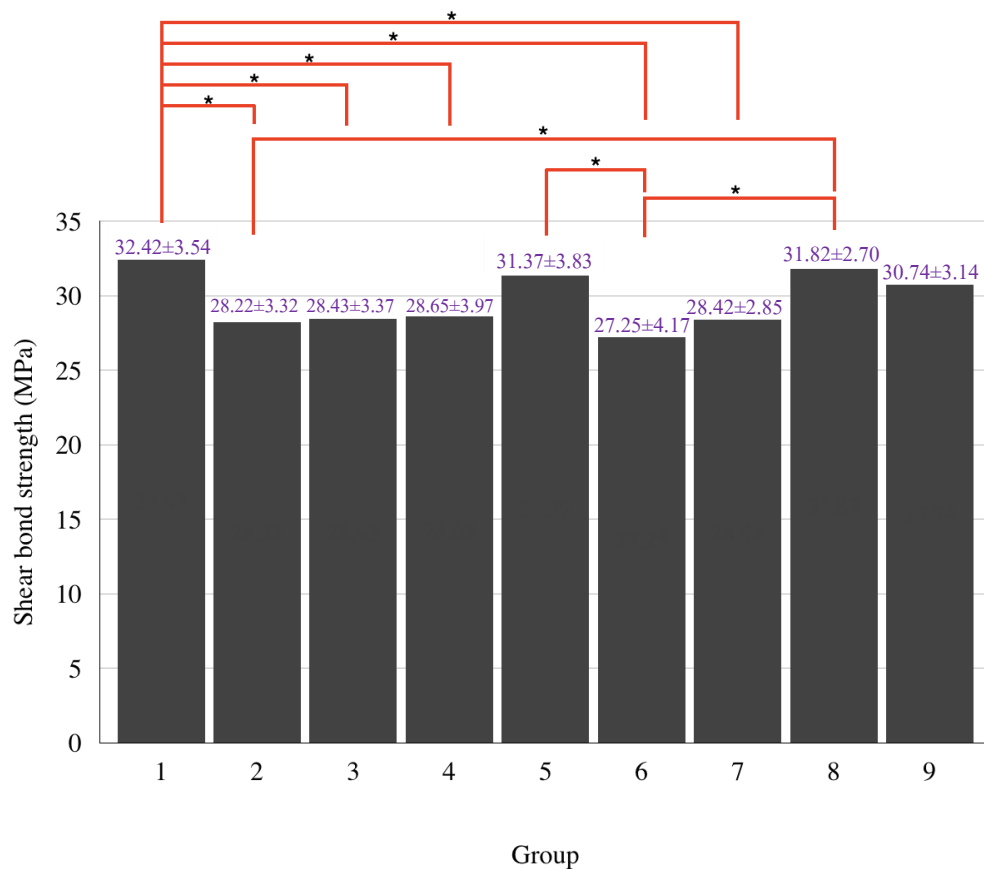
ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวระหว่างกลุ่มต่างๆ ช่วงความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และค่า P-value

Table 2 Comparison of mean of Shear bond strength between groups (95% confidence interval) and P-value

Groups	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1		4.2 [0.6, 7.8] 0.006*	4.0 [0.4, 7.6] 0.013*	3.8 [0.2, 7.3] 0.026*	1.0 [-2.5, 4.6] 1.0	5.2 [1.6, 8.7] <0.001*	4.0 [0.4, 7.6] 0.012*	0.6 [-3.0, 4.2] 1.0	1.7 [-1.9, 5.2] 1.0
2			-0.2 [-3.8, 3.4] 1.0	-0.4 [-4.0, 3.1] 1.0	-3.2 [-6.7, 0.4] 0.2	1.0 [-2.6, 4.5] 1.0	-0.2 [-3.8, 3.4] 1.0	-3.6 [-7.2, -0.0] 0.045*	-2.5 [-6.1, 1.0] 0.8
3				-0.2 [-3.8, 3.3] 1.0	-2.9 [-6.5, 0.6] 0.282	1.2 [-2.4, 4.7] 1.0	0.0 [-3.6, 3.6] 1.0	-3.4 [-7.0, 0.2] 0.083	-2.3 [-5.9, 1.2] 1.0
4					-2.7 [-6.3, 0.8] 0.494	1.4 [-2.2, 5.0] 1.0	0.2 [-3.3, 3.8] 1.0	-3.2 [-6.7, 0.4] 0.155	-2.1 [-5.7, 1.5] 1.0
5						4.1 [0.6, 7.7] 0.008*	3.0 [-0.6, 6.5] 0.277	-0.4 [-4.0, 3.1] 1.0	0.6 [-2.9, 4.2] 1.0
6							-1.2 [-4.7, 2.4] 1.0	-4.6 [-8.1, -1.0] 0.002*	-3.5 [-7.0, 0.1] 0.063
7								-3.4 [-7.0, 0.2] 0.082	-2.3 [-5.9, 1.2] 1.0
8									1.1 [-2.5, 4.6] 1.0
9									

* แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p<0.05$

* show different in the statistical significant $p<0.05$



หมายเหตุ * แสดงถึง ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$

Remark * indicates the statistically significant difference at $p < 0.05$

รูปที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฟันสีกลุ่มและร่องฟันชนิดขอบน้ำ 9 กลุ่ม

Figure 3 Comparison of shear bond strength testing of 9 groups

นำชิ้นงานตัวอย่างทั้งหมดหลังจากทดสอบกำลังแรงยึดเหนี่ยวมาส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ กำลังขยาย 30 เท่า พบว่าสารฟันสีกลุ่มและร่องฟันชนิดขอบน้ำทั้ง 9 กลุ่ม มีความล้มเหลวแบบผสมมากที่สุด (ตารางที่ 3)

ชนิดความล้มเหลวของสารฟันสีกลุ่มและร่องฟัน

1. Adhesive failure คือ การหลุดบริเวณรอยต่อของสารฟันสีกลุ่มและร่องฟันกับผิวเคลือบฟัน
2. Cohesive failure คือ การหลุดภายในเนื้อสารฟันสีกลุ่มและร่องฟัน
3. Mixed failure คือ การหลุดทั้งบริเวณรอยต่อของสารฟันสีกลุ่มและร่องฟันกับผิวเคลือบฟันและในเนื้อสารฟันสีกลุ่มและร่องฟัน

ตารางที่ 3 ร้อยละของชนิดความล้มเหลวของสารฟันสีกลุ่มและร่องฟัน

Table 3 Percentage of failure modes

Groups	Name	Failure modes (%)		
		Cohesion	Adhesion	Mixed
1	Co	25	5	70
2	C5	45	10	45
3	C5 + E5	35	0	65
4	C5 + E15	45	0	55
5	C5 + E20	30	0	70
6	C30	45	5	50
7	C30 + E5	40	0	60
8	C30 + E15	45	0	55
9	C30 + E20	35	0	65

บทวิจารณ์

การศึกษานี้ศึกษาผลของระยะเวลาการปนเปื้อน น้ำลายและระยะเวลาปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำของสารฟลัก หลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำ โดยมีข้อสมมติฐานว่าสารฟลัก หลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำเป็นวัสดุที่ถูกออกแบบมาเพื่อผิว ฟันที่มีความชื้น^{23,24} หากใช้ในกรณีที่มีปนเปื้อนน้ำลายอาจ ไม่มีผลต่อกำลังแรงยึดเหนี่ยวของวัสดุหรืออาจใช้ระยะเวลา ปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำลดลง

การศึกษานี้ใช้ฟันกรามน้อยเนื่องจากเป็นฟันที่มัก ถูกถอนเพื่อการจัดฟันโดยไม่มีพยาธิสภาพ ในขณะที่ฟัน กรามแท้มักเป็นฟันที่ถูกถอนเนื่องจากฟันผุ หรือหากเป็นฟัน กรามซี่ที่สามอาจต้องกรอแบ่งฟันเพื่อนำฟันออก รวมทั้ง ลักษณะกายวิภาคของฟันกรามแท้มักมีร่องทางด้านแก้ม ซึ่ง อาจมีผลต่อการยึดอยู่ของสารฟลักหลุมร่องฟัน ในการศึกษา นี้ไม่ได้ใช้ด้านใกล้ลิ้นของฟันกรามน้อยล่าง เพราะมีความ โค้งและป่อง และการทดสอบแรงยึดเหนี่ยวนี้ต้องจัดฟันเพื่อ ปรับระนาบผิวเคลือบฟันให้เรียบ อาจทำให้เกิดการเผยฝังของ เนื้อฟันได้ อีกทั้งพื้นที่อาจไม่เพียงพอต่อการทดสอบ

ฟันที่ใช้ในการศึกษาถูกเก็บรักษาในน้ำกลั่นผสม ไทโมลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 ซึ่งน้ำกลั่นจะไม่เปลี่ยนแปลง คุณสมบัติของผิวฟันและไม่ทำให้ฟันแห้ง ขณะที่ไทโมลมี คุณสมบัติสามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรีย³²

การทดสอบความสามารถในการยึดติดระหว่างสาร ฟลักหลุมและร่องฟันกับผิวเคลือบฟัน (Bonding capacity) นิยมทำโดยการประเมินด้วยการทดสอบความทนแรงเฉือน และความทนแรงดึง³³ โดยการทดสอบความทนแรงเฉือนเป็น เครื่องมือที่ประเมินการยึดติดและทำนายความสำเร็จทาง คลินิกของวัสดุ^{34,35} อีกทั้งแรงเฉือนเป็นแรงหนึ่งที่เกิดขณะบด เคี้ยวนอกเหนือจากแรงดึงและแรงอัดที่เกิดขึ้นพร้อมๆ กัน ซึ่ง งานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการทดสอบค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยว โดยมิ การขัดผิวเคลือบฟันทางด้านแก้มของฟันกรามน้อยบนและ ล่าง หรือด้านเพดานของฟันกรามน้อยบนเพื่อปรับระนาบผิว เคลือบฟันให้เรียบ มีพื้นที่ผิวหน้าตัดเพียงพอและไม่มีการเผย ฝังของเนื้อฟันเพื่อทำให้ได้ค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวมีความถูกต้อง มากที่สุด เนื่องจากการทดสอบค่ากำลังแรงเฉือนเป็นการ

ทำลายการยึดติดระหว่างวัสดุกับผิวเคลือบฟัน ซึ่งค่ากำลังแรง ยึดเหนี่ยวจะสัมพันธ์กับขนาดของพื้นที่ที่ใช้ยึดติด³¹ ดังนั้นจึง จำเป็นที่จะต้องควบคุมพื้นที่ในการยึดติดให้เที่ยงตรงเพื่อที่จะ คำนวณค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวให้ถูกต้อง อย่างไรก็ตามงานวิจัย ทางห้องปฏิบัติการนี้ทำการทดสอบที่ผิวฟันด้านแก้มหรือ ด้านลิ้นของฟันกรามน้อยซึ่งแตกต่างจากทางคลินิกที่ทำการ ผนึกหลุมและร่องฟันบนด้านบดเคี้ยว จึงอาจไม่สามารถขยาย ผลไปในทางคลินิกได้ทั้งหมด แต่อาจเป็นประ โยชน์ที่ใช้ใน การทดสอบเบื้องต้น (Preliminary test)^{36,37}

การทดสอบค่ากำลังแรงเฉือนตามมาตรฐานสากล (ISO/TS 11405:2015) ได้แนะนำการเก็บชิ้นงานตัวอย่างก่อน นำมาทดสอบไว้ 3 วิธี ดังนี้³¹ วิธีที่ 1 นำชิ้นงานตัวอย่างแช่ใน น้ำควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เป็น วิธีใช้ตรวจสอบความสามารถในการทนต่อสภาวะความชื้น ของวัสดุ วิธีที่ 2 นำชิ้นงานตัวอย่างแช่ในน้ำควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 6 เดือน เป็นวิธีช่วยทดสอบความ คงทนของการยึดติด แต่เนื่องจากข้อจำกัดของระยะเวลาการ ทำวิจัยจึงไม่สามารถใช้วิธีนี้ วิธีที่ 3 นำชิ้นงานตัวอย่างแช่ใน น้ำควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง แล้ว แช่ในอ่างน้ำของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็น จังหวะ 5 องศาเซลเซียส สลับกับ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 500 รอบ อย่างละอย่างน้อย 20 วินาที เวลาในการเปลี่ยนอ่าง ควบคุมอุณหภูมิ 5-10 วินาที วิธีนี้เป็นทางเลือกอายุการใช้ งานของวัสดุโดยเทียบเท่ากับระยะเวลาการใช้งานในช่องปาก ที่น้อยกว่า 2 เดือน³⁸ ซึ่งอาจไม่เพียงพอต่อการจำลองการใช้ งานจริงในช่องปาก เนื่องจากจุดบกพร่อง (Defect) ของสาร ฟลักหลุมและร่องฟันส่วนใหญ่มักเกิดขึ้นช่วง 6 เดือนแรกที่ ผนึกหลุมและร่องฟัน³⁹ อีกทั้งในทางคลินิกจะติดตามผลการ คงอยู่ของสารฟลักหลุมและร่องฟันทุก 3 ถึง 6 เดือนโดยนัก ผู้ป่วยกลับมาตรวจฟันตามความเสี่ยงของการเกิดฟันผุของ ผู้ป่วย⁴⁰ ดังนั้นที่ระยะเวลา 6 เดือน จึงเป็นระยะเวลาที่ เหมาะสมในการศึกษาการยึดอยู่ของสารฟลักหลุมและร่อง ฟัน โดยพบว่าจำนวนรอบของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบ ร้อนเย็นเป็นจังหวะจำนวน 10,000 รอบ เทียบเท่ากับการใช้

งานในช่องปากประมาณ 1 ปี⁴¹ ดังนั้นการวิจัยครั้งนี้จึงเลือกวิธีแช่ในอ่างน้ำของเครื่องควบคุมอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะจำนวน 5,000 รอบ

การศึกษานี้เลือกใช้น้ำลายของมนุษย์เพื่อให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับการปนเปื้อนนําลายขณะทำการฉีกหลุมและร่องฟันในคลินิก ซึ่งน้ำลายเทียมอาจไม่สามารถลอกเลียนองค์ประกอบของน้ำลายมนุษย์ได้ทั้งหมดเนื่องจากองค์ประกอบของน้ำลายมนุษย์จะประกอบด้วย น้ำ สารอินทรีย์ และสารอินทรีย์⁴² ส่วนน้ำลายเทียมที่วางขายในปัจจุบันมี 2 ชนิด ได้แก่ ชนิดที่ใช้คาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส (Carboxymethylcellulose) และชนิดที่ใช้มิวซิน (Mucin) ซึ่งมิวซินเป็นหนึ่งในไกลโคโปรตีนที่อยู่ในน้ำลายมนุษย์ สารทั้งสองชนิดจะช่วยให้ความชุ่มชื้น นอกจากนี้ น้ำลายเทียมยังมีการเติมแคลเซียม ฟอสเฟต และฟลูออไรด์เพื่อส่งเสริมการคืนกลับแร่ธาตุที่ผิวฟัน สารให้ความชุ่มชื้น สารกันเสีย สารแต่งกลิ่นและสี และสารให้ความหวาน⁴³

การศึกษานี้ปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดฟอสฟอริกร้อยละ 35 ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตกำหนดโดยส่วนใหญ่แนะนำให้ใช้กรดฟอสฟอริกร้อยละ 35 ถึง 40 เป็นเวลา 15 ถึง 60 วินาที หลังจากนั้นล้างน้ำและเป่าแห้งเพื่อกำจัดกรดและสารอินทรีย์ที่ละลายออกมา⁴⁰ ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานที่ทำให้ผิวเคลือบฟันเกิดรูพรุนขนาดเล็ก (Microporosities) และการยึดติดที่เกิดขึ้นเป็นแบบการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ระหว่างเรซินแท็ก (Resin tag) ของวัสดุกับรูพรุนขนาดเล็กของผิวเคลือบฟัน¹⁶

โดยพื้นฐานสารฉีกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินเป็นวัสดุไม่ชอบน้ำ หากมีการปนเปื้อนของน้ำลาย จะทำให้เกิดรอยซึมเล็กและกำลังแรงยึดเหนี่ยวลดลง²² ซึ่งความชื้นเป็นปัญหาสำคัญต่อคุณภาพของการยึดติดของวัสดุ²³ โดยเฉพาะในงานทันตกรรมสำหรับเด็กที่ผู้ป่วยมักให้ความร่วมมือได้น้อย จากปัญหาดังกล่าวจึงมีการผลิตสารฉีกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินชอบน้ำโดยมีส่วนประกอบของไดไตรและ มัลติฟังก์ชันนอล อะคริเลต มอนอเมอร์ (di, tri and multifunctional - acrylate monomers) รวมอยู่ในกรดที่ถูกกระตุ้นการทำงานด้วยความชื้น²³

การศึกษานี้ใช้สารฉีกหลุมและร่องฟัน อัลตราซันด์ เอ็กซ์ที ไฮโดร ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นสารฉีกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินชอบน้ำ ดังนั้นความแตกต่างในการยึดติดของวัสดุที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับระยะเวลาการปนเปื้อนนําลายและระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ การศึกษานี้ใช้ระยะเวลาการปนเปื้อนนําลายที่แตกต่างกัน 2 เวลา คือ 5 วินาที และ 30 วินาที และมีระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำที่แตกต่างกัน 3 เวลา คือ 5 วินาที 15 วินาที และ 20 วินาที เนื่องจากระยะเวลาการปนเปื้อนนําลาย 5 วินาที ผู้วิจัยใช้เป็นตัวแทนของการปนเปื้อนนําลายที่ใช้เวลาน้อย ส่วน 30 วินาทีเป็นตัวแทนระยะเวลาที่มากที่สุดที่คาดว่าจะเกิดขึ้นได้ในทางคลินิก โดยเปรียบเทียบกับระยะเวลาของปรับสภาพผิวด้วยกรดหรือระยะเวลาของการฉายแสงขณะฉีกหลุมและร่องฟันที่ใช้เวลา 20 วินาที อีกทั้งมีการศึกษาก่อนหน้าถึงกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฉีกหลุมและร่องฟันชนิดเรซินที่มีระยะเวลาการปนเปื้อนนําลาย 30 วินาทีเช่นเดียวกับระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ 5 วินาที และ 15 วินาทีเป็นระยะเวลาที่มีการศึกษาก่อนหน้า²⁷ ส่วนระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟัน 20 วินาทีเป็นตัวแทนระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

ค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฉีกหลุมและร่องฟัน อัลตราซันด์ เอ็กซ์ที ไฮโดร ที่ทางบริษัทผู้ผลิตระบุไว้มีค่าประมาณ 39.43 เมกะปาสกาล⁴⁴ แต่การศึกษานี้ พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของวัสดุดังกล่าวที่ปฏิบัติตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตมีค่าเท่ากับ 32.42 ± 3.54 เมกะปาสกาล ซึ่งน้อยกว่าอาจเนื่องมาจากวิธีการเตรียมชิ้นงานและขั้นตอนการทดสอบที่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามการวิจัยนี้ได้ปฏิบัติตามมาตรฐานของการทดสอบ International Organization for Standardization (ISO/TS 11405)³¹

จากการศึกษานี้พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารฉีกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำของกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนนําลายมีค่ามากกว่ากลุ่มที่ปนเปื้อนนําลายทั้ง 5 วินาที และ 30 วินาทีที่ไม่มีการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาอื่น^{26,45-47} ที่พบว่าการปนเปื้อนนําลายทำให้การยึดติดของวัสดุลดลงอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องมาจากพื้นผิวที่ถูกปนเปื้อนนําลาย

หลังปรับสภาพด้วยกรดจะมีแผ่นฟิล์มของสารอินทรีย์ในน้ำลายปกคลุมอยู่¹⁹ และไม่สามารถกำจัดออกด้วยน้ำเปล่าได้ทั้งหมด ทำให้สารพริกหลุมและร่องฟันไม่สามารถแทรกซึมเข้าสู่รูพุนขนาดเล็กของผิวเคลือบฟันได้ทำให้เกิดการยึดติดได้น้อยลง

ทั้งนี้พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลายทั้ง 5 วินาที และ 30 วินาทีที่ไม่ได้ปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ ทั้ง 2 กลุ่มมีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีแนวโน้มค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของวัสดุลดลงเมื่อระยะเวลาของการปนเปื้อนน้ำลายที่นานขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของหน้าของ Correr และคณะในปี 2004 ที่พบว่าระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายที่ 60 วินาทีมีค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวต่ำกว่าระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายที่ 30 วินาทีอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ²⁷ อาจเนื่องมาจากระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายมีผลต่อการแทรกซึมของวัสดุ ซึ่งมีรายงานว่า การปนเปื้อนของน้ำลาย 1 วินาทีสามารถทำให้หลุดก้นรูพุนขนาดเล็กของผิวเคลือบฟัน^{20,21} ส่งผลให้แรงยึดติดลดลงได้ร้อยละ 50 ถึง 100²¹

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวจากระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายที่เท่ากัน พบว่าภายในกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลาย 5 วินาที ทั้งไม่มีการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำและมีการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำที่เวลาต่างๆ มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีแนวโน้มว่าค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวของวัสดุสูงขึ้นเมื่อระยะเวลาการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำที่มากขึ้น ขณะที่ภายในกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลาย 30 วินาที พบว่ากลุ่มที่ไม่มีการปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำมีค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดเหนี่ยวน้อยกว่ากลุ่มที่ปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ 15 วินาที อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อาจเนื่องมาจากระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายที่มากขึ้น ส่งผลให้แผ่นฟิล์มของสารอินทรีย์ในน้ำลายปกคลุมที่ผิวฟันมากขึ้น¹⁹ จึงจำเป็นต้องใช้เวลากำจัดออกด้วยกรดนานขึ้น อีกทั้งมีรายงานว่าระยะเวลาการปนเปื้อนน้ำลายที่น้อยกว่า 10 วินาทีหลังจากล้างน้ำและเป่าผิวฟันให้แห้ง อาจทำให้เรซินสามารถแทรกซึมเข้าสู่รูพุนของผิวเคลือบฟันหลังปรับสภาพด้วยกรดที่ยังมีการหลุดก้นของน้ำลายได้บางส่วน⁴⁸

การศึกษานี้พบว่าการยึดติดสารพริกหลุมและร่องฟันทั้ง 9 กลุ่ม มีความล้มเหลวแบบผสมมากที่สุด โดยพบในกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนน้ำลาย (Co) และกลุ่มที่ปนเปื้อนน้ำลาย 5 วินาที ร่วมกับปรับสภาพผิวเคลือบฟันซ้ำ 20 (C5+E20) วินาที พบแบบผสมมากที่สุดคิดเป็น ร้อยละ 70 อาจเนื่องมาจากสารพริกหลุมและร่องฟันแทรกซึมเข้าสู่รูพุนของผิวเคลือบฟันหลังปรับสภาพผิวด้วยกรดได้มากกว่าบริเวณที่มีน้ำลายปกคลุมอยู่ สอดคล้องกับการศึกษาของ Sabatini และคณะ ในปี ค.ศ. 2013 ที่พบความสัมพันธ์ระหว่างค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวและชนิดความล้มเหลวของวัสดุ โดยค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวที่สูงจะพบความล้มเหลวแบบผสมมากที่สุด และค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวที่ต่ำจะพบความล้มเหลวชนิดการหลุดบริเวณรอยต่อของวัสดุกับผิวเคลือบฟัน⁴⁹

จากการศึกษานี้ทำให้ทราบว่า แม้ว่าสารพริกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำที่ถูกออกแบบเพื่อผิวฟันที่มีความชื้น แต่หากมีการปนเปื้อนของน้ำลายควรทำการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดซ้ำก่อนพริกหลุมและร่องฟันเพื่อให้ได้การยึดติดที่ดีที่สุด อย่างไรก็ตามค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวเป็นหนึ่งในข้อพิจารณาความสำเร็จของการพริกหลุมและร่องฟัน แต่ในทางคลินิกยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่มีผลต่อความสำเร็จของสารพริกหลุมและร่องฟัน ได้แก่ การเกิดรอยซึมเล็กของวัสดุ ลักษณะทางกายวิภาคของฟัน การผุระยะเริ่มแรก ระยะเวลาการทำงาน พฤติกรรมของผู้ป่วย เป็นต้น

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการซึ่งสามารถควบคุมปัจจัยต่างๆ ที่ส่งผลต่อค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวแต่อาจไม่สามารถลอกเลียนลักษณะในทางคลินิกได้ทั้งหมด เช่น สภาวะช่องปาก ระยะเวลาใช้งานของวัสดุ ความร่วมมือของผู้ป่วย เป็นต้น แต่อาจเป็นประโยชน์ที่ใช้ในการทดสอบเบื้องต้นเพื่อเป็นทางเลือกสำหรับทันตแพทย์ในการเลือกวิธีพริกหลุมร่องฟันให้ได้การยึดติดที่ดีโดยเฉพาะงานทันตกรรมสำหรับเด็กที่ต้องอาศัยความร่วมมือจากผู้ป่วย และใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการวิจัยทางคลินิกในการเตรียมผิวเคลือบฟันสำหรับการพริกหลุมร่องฟันในอนาคตต่อไป

บทสรุป

การปนเปื้อนน้ำลายส่งผลให้ค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวของสารผนึกหลุมและร่องฟันชนิดชอบน้ำลดลง และการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดซ้ำก่อนผนึกหลุมและร่องฟัน มีผลให้ค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้น หากมีการปนเปื้อนน้ำลายควรทำการปรับสภาพผิวเคลือบฟันด้วยกรดซ้ำก่อนผนึกหลุมและร่องฟันเพื่อให้การผนึกหลุมและร่องฟันมีการยึดติดที่ดีที่สุด

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณะกรรมการทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่เอื้อเฟื้อสถานที่การทำงานวิจัยและให้ทุนสนับสนุนการวิจัย กองทุนส่งเสริมและพัฒนานักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่คลินิกทันตกรรมสำหรับเด็ก คลินิกทันตกรรมจัดฟัน กลุ่มวิจัยเลเซอร์วิทยาทางทันตแพทยศาสตร์ ห้องปฏิบัติการชีวเคมี และห้องปฏิบัติการชีววัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์และสถานที่ในการทำงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- Mouradian WE. The face of a child: children's oral health and dental education. *J Dent Educ* 2001;65(9): 821-31.
- Kassebaum NJ, Bernabé E, Dahiya M, Bhandari B, Murray CJL, Marcenes W. Global Burden of Untreated Caries. *J Dent Res* 2015;94(5):650-8.
- Dental Health Division, Department of Health M of PH. The 8th National Oral Health Survey in Thailand. 1st ed. Nonthaburi: Dental Health Division, Department of Health, Ministry of Public Health; 2017.
- Condo R, Cioffi A, Riccio A, Totino M, Condo SG, Cerroni L. Sealants in dentistry: A systematic review of the literature. *Oral Implantol* 2013;6(3):67-74.
- Muñoz HE, Silva JC. Pit and fissure sealants: an overview. *RDH* 2013;95-100.
- Beauchamp J, Caufield PW, Crall JJ, Donly K, Feigal R, Gooch B, et al. Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the american dental association council on scientific affairs. *J Am Dent Assoc* 2008;139(3):257-68.
- National Institutes of Health. Consensus development conference statement on dental sealants in the prevention of tooth decay. National Institutes of Health. *J Am Dent Assoc* 1984;108(2):233-6.
- ADA Council on Access, Prevention and inter professional relations; ADA Council on Scientific Affairs. Dental sealants. *J Am Dent Assoc* 1997;128(4): 485-8.
- Simonsen RJ. Retention and effectiveness of dental sealant after 15 years. *J Am Dent Assoc* 1991;122(10): 34-42.
- Haznedaroglu E, Guner S, Duman C, Montes A. A 48-month randomized controlled trial of caries prevention effect of a one-time application of glass ionomer sealant versus resin sealant. *Dent Mater J* 2016;35(3):532-8.
- Raadal M, Espelid I, Mejare I. The caries lesion and its management in children and adolescents. In: Koch G, Poulsen S, Espelid I, Haubek D. *Pediatric Dentistry-A Clinical Approach*. 1st ed. Copenhagen: Munksgaard; 2001: 173-212.
- Feigal RJ. The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent* 2002;24(5):415-22.
- Waggoner WF, Siegal M. Pit and fissure sealant application: Updating the technique. *J Am Dent Assoc* 1996;127(3):351-61.
- Kühnisch J, Mansmann U, Heinrich-Weltzien R, Hickel R. Longevity of materials for pit and fissure sealing- results from a meta-analysis. *Dent Mater* 2012;28(3): 298-303.
- Wright JT, Tampi MP, Graham L, Estrich C, Crall JJ, Fontana M, et al. Sealants for preventing and arresting pit-and-fissure occlusal caries in primary and permanent molars: A systematic review of randomized controlled trials - A report of the American dental Association and the American Academy of Pediatric Dentistry. *J Am Dent Assoc* 2016;147(8):631-45.
- Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;12(12):1615-20.
- Baygin O, Korkmaz FM, Tüzün T, Tanriver M. The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants. *Lasers Med Sci* 2012; 27(1):153-60.

18. Asselin ME, Sitbon Y, Fortin D, Abelardo L, Rompre PH. Bond strength of a sealant to permanent enamel: evaluation of 3 application protocols. *Pediatr Dent* 2009; 31(4):323-8.
19. Hitt JC, Feigal RJ. Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: an *in vitro* study. *Pediatr Dent* 1992;14(1):41-6.
20. Thomson JL, Main C, Gillespie FC, Stephen KW. The effect of salivary contamination on fissure sealant enamel bond strength. *J Oral Rehabil* 1981;8(1):11-8.
21. Hebling J, Feigal RJ. Use of one-bottle adhesive as an intermediate bonding layer to reduce sealant microleakage on saliva-contaminated enamel. *Am J Dent* 2000;13(4):187-91.
22. Borem LM, Feigal RJ. Reducing microleakage of sealants under salivary contamination: digital-image analysis evaluation. *Quintessence Int* 1994;25(4):283-9.
23. Khogli AE, Cauwels R, Vercruysse C, Verbeeck R, Martens L. Microleakage and penetration of a hydrophilic sealant and a conventional resin-based sealant as a function of preparation techniques: A laboratory study. *Int J Paediatr Dent* 2013;23(1):13-22.
24. Güçlü ZA, Dönmez N, Hurt AP, Coleman NJ. Characterisation and microleakage of a new hydrophilic fissure sealant-UltraSeal XT® hydro™. *J Appl Oral Sci* 2016;24(4):344-51.
25. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study. *J Am Dent Assoc* 1985;110(3):329-32.
26. Panigrahi A, Srilatha KT, Panigrahi RG, Mohanty S, Bhuyan SK, Bardhan D. Microtensile bond strength of embrace wetbond hydrophilic sealant in different moisture contamination: an *in-vitro* study. *J Clin Diagnostic Res* 2015;9(7):23-5.
27. Correr GM, Caldo-Teixeira AS, Alonso RCB, Puppini-Rontani RM, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Effect of saliva-contamination and re-etching time on shear bond strength of a pit and fissure sealant. *J Appl Oral Sci* 2004;12(3):200-4.
28. Ultradent Products Inc. UltraSeal XT® hydro Hydrophilic Pit & Fissure Sealant IFU [Internet]. [cited 2019 Jun 15]. Available from: https://assets.ctfassets.net/wfptrcrbt0/c74aa521-2be4-43aa-89a7-cff037c7d5ca/d7a4afe7b64255ee230120686a511fdd/UltraSeal_XT_hydro.pdf.
29. Salimetrics. Saliva Collection Handbook [Internet]. [cited 2018 Aug 16]. Available from: <https://salimetrics.com/saliva-collection-handbook/#before-saliva-collection>.
30. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent* 2001;85(2):162-9.
31. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. 2015.
32. Kumar IG, Bhagyalakshmi A, Shivalinga B, Raghunath N. Evaluation of the effect of moisture and saliva on the shear bond strength of brackets bonded with conventional bonding system and moisture insensitive primer: An *in vitro* study. *Int J Orthod Rehabil* 2018;9(4):145-54.
33. Unal M, Hubbezoglu I, Zan R, Oznurhan F. The effect of Er: YAG laser and different surface conditioning procedures on microtensile bond strength of the fissure sealant containing amorphous calcium phosphate after artificial aging. *Dent Mater J* 2014;33(1):21-6.
34. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75(1):599-605.
35. Souza-Gabriel AE, Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cements to Er: YAG laser-treated tooth structure. *Oper Dent* 2006;31(2):212-8.
36. Wattanapanich S, Owittayakul D, Boonsongsawat K, Tantitrakarnwatana K, Choeipong S, Chompu-inwai P. Effect of different adhesive systems on shear bond strength of sealants on enamel. *CM Dent J* 2010; 31(2):69-76.
37. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991;4(5):231-6.
38. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent* 2010; 38(5):437-42.
39. Kuhnisch J, Reichl FX, Heinrich-Weltzien R HR. S3 guideline “Pit and Fissure sealing”. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd* 2016;38:120–5.

40. Kramer N, Frankenberger R. Therapeutic Fissure Sealing. In: Bekes K. Pit and Fissure Sealants. 1st ed. Switzerland: Springer; 2018. 127-46.
41. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999; 27(2):89-99.
42. Khurshid Z, Zohaib S, Najeeb S, Zafar MS, Slowey PD, Almas K. Human saliva collection devices for proteomics: An update. Int J Mol Sci 2016;17(6):846.
43. Kassara Pattamapun. Innovation on development of artificial saliva for patients with decreased saliva production. DAT NEWSLETTER 2016;30(2):10-3.
44. Ultradent PI. UltraSeal XT® [Internet]. [cited 2019 Jun 15]. Available from: <https://assets.ctfassets.net/wfptrc-rbtkd0/6CDOVq0rW3la1bBseRnDYG/5de0b1fac706906d9c3577d36589e1ad/UltraSeal-XT-Sealant-Family-Sales-Sheet-1007280AR03.pdf>.
45. Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, Pécora JD, Milori Corona SA. Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment. J Esthet Restor Dent 2008;20(6):386-94.
46. Barroso JM, Torres CP, Lessa FC, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength of pit-and-fissure sealants to saliva-contaminated and non-contaminated enamel. J Dent Child (Chic) 2005; 72(3):95-9.
47. Rirattanapong P, Vongsavan K, Surarit R. Shear bond strength of some sealants under saliva contamination. Southeast Asian J Trop Med Public Health 2011;42(2):463-7.
48. Duangthip D, Lussi A. Microleakage and penetration ability of resin sealant versus bonding system when applied following contamination. Pediatr Dent 2003; 25(5):505-11.
49. Sabatini C, Andreana S, Wu Z. Surface preparation and isotropic shear bond strength properties of superficial bovine dentin. Open J Stomatol 2013;3(4):273-80.

ผู้รับผิดชอบบทความ

อโนมา รัตนะเจริญธรรม

สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 043 202 405 #45104

โทรสาร: 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: ranoma@kku.ac.th

Effect of Saliva Contaminated and Re-Etching Time to Shear Bond Strength of Hydrophilic Sealant: An *In Vitro* Study

Phakthawat S* Phajongviriyatorn P** Kitsahawong K** Rattanacharoenthum A**

Abstract

The purpose of the study was to evaluate the effect of different saliva-contaminated (C) and re-etching time (E) on the shear bond strength of hydrophilic sealant. One hundred and eighty extracted premolars were randomly divided into 9 groups (N=20) including Group 1–noncontaminated enamel and sealant applied according to the manufacturer's instructions (Co), Group 2 (C5): saliva contamination at 5 seconds, Group 3 (C5+E5): saliva contamination at 5 seconds and re-etching time at 5 seconds, Group 4 (C5+E15), Group 5 (C5+E20), Group 6 (C30), Group 7 (C30+E5), Group 8 (C30+E15) and Group 9 (C30+E20). The sealant was bonded on all specimens, then they were thermocycled for 5,000 cycles between 5°C and 55°C. The shear bond strength was tested by a universal testing machine. The result of this study revealed that group 1 showed a significantly higher shear bond strength than those the saliva-contaminated groups (group 2, 6) ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between group 2–5 ($p > 0.05$). On the other hand, within-group 6–9, Group 6 was significantly lower than group 8 ($p < 0.05$). It could be concluded that salivary contamination undermined (weaken) the adhesion of the hydrophilic sealant to enamel and consequently reduced bond strength. Re-etching was applied to pit and fissure, resulting in significantly higher strength values of shear bond. Therefore, Re-etching on saliva-contaminated pit and fissure should be done to provide the best adhesion.

Keywords: Shear bond strength/ Hydrophilic sealant/ Saliva contamination/ Re-etching Time

Corresponding Author

Anoma Rattanacharoenthum

Department of Preventive Dentistry,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.

Tel.: +66 4 320 2405 #45104

Fax.: +66 4 320 2862

Email: ranoma@kku.ac.th

* Dental Department, Phanat Nikhom Hospital, Amphur Phanat Nikhom, Chon Buri.

** Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen..

ผลของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ต่อการคงสภาพลิและคุณสมบัติทางกายภาพซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าแฟลคเตอร์ทูเอ 103 เปรียบเทียบกับมัลติซิลิโคนฟิเททิก

ธนพร พุฒะ* พิศพลิน ชนาเทพาพร** ตูลารัตน์ สุขโท** สุบิน พัวศิริ***

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ต่อการคงสภาพลิของซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าแฟลคเตอร์ทูเอ 103 เปรียบเทียบกับซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโคนฟิเททิก ก่อนและหลังจากการได้รับปัจจัยสภาวะแวดล้อมจำลองเดียวกัน และเพื่อศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพ โดยเตรียมชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมจากซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าจำนวน 50 ชิ้น ในแต่ละกลุ่มสำหรับการทดสอบการคงสภาพลิ กลุ่มแรกเป็นซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก กลุ่มที่สองเป็นซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มสุดท้ายเป็นซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโคนฟิเททิก โดยกลุ่มแรกและกลุ่มที่สองจะผสมสีซิลิโคนให้ได้สีใกล้เคียงกับมัลติซิลิโคนฟิเททิก ชิ้นงานทั้งหมด 150 ชิ้น จะเก็บไว้ในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมเป็นเวลา 600 ชั่วโมง ค่าการเปลี่ยนแปลงสีจะคำนวณจากค่าซีไอแอลบีซึ่งวัดด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ โดยวัดค่าสีเริ่มต้นเป็นค่าตั้งต้นและวัดค่าสีทุก ๆ 100 ชั่วโมงจนถึง 600 ชั่วโมง สำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพจะเตรียมชิ้นงานรูปร่างคัมเบลล์จำนวน 16 ชิ้น และรูปร่างกางเกงจำนวน 16 ชิ้น ในแต่ละกลุ่มสำหรับการทดสอบความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาดด้วยเครื่องทดสอบสากล ใช้สถิติครัสคัล-วอลลิส วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และใช้สถิติพรีคแมนในการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีของซิลิโคนแต่ละกลุ่มในช่วงเวลาต่าง ๆ (100-600 ชั่วโมง) สำหรับการทดสอบการคงสภาพลิพบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโคนฟิเททิกมีการเปลี่ยนแปลงสีน้อยที่สุด ($\Delta E^* = 3.67$) ตามด้วยซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ($\Delta E^* = 10.8$) และซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ($\Delta E^* = 11.03$) ตามลำดับ โดยซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีแตกต่างจากกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ซึ่งทุกกลุ่มหลังการเก็บเป็นเวลา 600 ชั่วโมง มีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีสูงกว่าค่าที่ยอมรับได้ ($\Delta E^* = 3.3$) ในส่วนของการทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพ พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก มีค่าความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาดสูงกว่าซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโคนฟิเททิกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) โดยซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก ไม่พบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาด กล่าวโดยสรุปคือสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ช่วยในการคงสภาพลิของซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 จากการได้รับปัจจัยสภาวะแวดล้อมจำลองในช่วง 300 ชั่วโมงแรก แต่ไม่มีผลต่อการคงสภาพลิในระยะยาวและไม่ช่วยปรับปรุงคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุ

คำชี้แจง: การคงสภาพลิ/ ความต้านทานแรงดึง/ ความต้านทานการฉีกขาด/ ร้อยละการยืด/ สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์

Received: June 10, 2020

Revised: November 11, 2020

Accepted: December 07, 2020

บทนำ

สิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกร (Maxillofacial prosthesis) คือ สิ่งประดิษฐ์ที่ใช้บูรณะซ่อมแซมหรือแทนที่ระบบช่องปากและขากรรไกรรวมถึงโครงสร้างกะโหลกและใบหน้าที่อาจมีหรือไม่มีโครงสร้างเดิมออกในผู้ป่วยที่มีความพิการของโครงสร้างใบหน้าและขากรรไกรที่มีมาแต่กำเนิดหรือได้มาภายหลังจากการผ่าตัดรักษาโรคมะเร็ง หรือการบาดเจ็บจาก

อุบัติเหตุ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถพูดออกเสียงได้ชัดเจน เคี้ยวอาหารได้ปกติ มีความสวยงามเป็นธรรมชาติ และมีคุณภาพชีวิตดีขึ้น¹⁻³ โดยวัสดุที่ใช้ทำสิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกรในระยะแรกได้แก่ ขี้ผึ้งธรรมชาติ เรซิน ดินเหนียว ไม้ และโลหะ ซึ่งวัสดุดังกล่าวไม่แข็งแรง ยึดหยุ่นน้อย ไม่ทนความร้อน ไม่สามารถปรับรูปให้แนบสนิทเป็นธรรมชาติและมีสีไม่

* แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลสมเด็จพระยุพราชกระนวน อำเภอกะนวน จังหวัดขอนแก่น

** สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

*** สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

สวยงาม^{4,5} ดังนั้นปัจจุบันจึงมีการใช้ซิลิโคนในการทำสิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกร เนื่องจากซิลิโคนมีความแข็งแรงในการต้านทานต่อการดึงและการฉีกขาดสูง ใช้งานง่าย มีความเป็นพิษต่ำ ทนต่อความร้อนได้ดี และผสมสีหรือแต่งเติมสีที่ผิวของชิ้นงานให้ดูเป็นธรรมชาติคล้ายกับผิวหนังของผู้ป่วย นอกจากนี้ซิลิโคนยังเป็นวัสดุที่สามารถทำความสะอาดได้ง่ายและปลอดภัยกว่าวัสดุชนิดอื่น⁵⁻⁷

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (Silicone elastomer) เป็นวัสดุที่ใช้ทำสิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกรนอกช่องปากที่ใช้มาอย่างยาวนานกว่า 50 ปี⁸ ซึ่งซิลิโคนดังกล่าวมีทั้งซิลิโคนชนิดผสมสีเองและซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป โดยซิลิโคนชนิดผสมสีเองได้รับความนิยมเนื่องจากสามารถผสมสีให้เหมือนสีผิวของผู้ป่วยได้อย่างไรก็ตามซิลิโคนชนิดผสมสีเองต้องใช้เวลาในการผสมสีและการแข็งตัวเต็มที่ ต่อมาได้มีการพัฒนาซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปที่มีสีเหมาะสำหรับผู้ป่วย ทำให้ง่ายต่อการใช้งานและใช้เวลาน้อยกว่าในการแข็งตัวเต็มที่

อย่างไรก็ตามพบว่าซิลิโคนมีปัญหาหลัก 2 ประการ ได้แก่ การเปลี่ยนแปลงสีและการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของชิ้นงาน เนื่องจากการได้รับปัจจัยทางสภาวะแวดล้อม เช่น รังสีอัลตราไวโอเลตจากแสงอาทิตย์ มลพิษทางอากาศ ความชื้น การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ การสึกของพื้นผิวจากการทำความสะอาดชิ้นงาน รวมทั้งการใช้กาวยึดชิ้นงานหรือการสัมผัสสารเคมีในเครื่องสำอาง ทำให้ผู้ป่วยต้องการแก้ไขหรือทำชิ้นงานใหม่⁹⁻¹¹ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงสีของชิ้นงานทำให้ชิ้นงานมีอายุการใช้งานอยู่ระหว่าง 3 เดือนถึง 1 ปี¹⁰ และการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของชิ้นงานเป็นเหตุให้ชิ้นงานเสื่อมสภาพ เช่น ความยืดหยุ่นลดลง การฉีกขาดง่ายขึ้น ความแนบสนิทลดลง ทำให้ต้องทำชิ้นงานใหม่

Han และคณะในปี ค.ศ. 2008 และ ค.ศ. 2010^{12,13} ได้ศึกษาการใส่สารนาโนออกไซด์ ได้แก่ นาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO₂) นาโนสังกะสีออกไซด์ (ZnO) และนาโนซีเรียมไดออกไซด์ (CeO₂) ในซิลิโคนชนิดผสมสีเอง เอ-2186 (A-2186, Factor II Inc., Lakeside, AZ) ที่เก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อม (Ci35 Weather-Ometer; Atlas Electronics, Chicago, IL) พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ร้อยละ 2 และ 2.5 โดยน้ำหนักในซิลิโคนชนิดผสมสีเอง เอ-2186 ทำให้การเปลี่ยนแปลงสีน้อยที่สุด และการใส่สารนาโนออกไซด์ทั้ง 3 ชนิดในซิลิโคนชนิดผสมสีเอง เอ-2186 จะทำให้ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) ความต้านทานการฉีกขาด (Tear strength) และร้อยละการยืด (Percentage elongation) เพิ่มขึ้น สอดคล้องกับ Akash และคณะในปี ค.ศ. 2015¹⁴ ที่

พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และนาโนสังกะสีออกไซด์ในซิลิโคนยี่ห้อคอสเมซิลเอ็ม 511 (Cosmesil M511, Factor II Inc., Lakeside, AZ) ที่วางไว้ในสภาวะแวดล้อมภายนอก (Outdoor weathering) เป็นเวลา 6 เดือน จะทำให้ซิลิโคนมีการคงสภาพสีที่ดี

Shakir และคณะในปี ค.ศ. 2017¹⁵ ได้ศึกษาการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.2 และ 0.25 โดยน้ำหนักในซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าชนิดแข็งตัวด้วยความร้อน (High-temperature vulcanization, HTV) ยี่ห้อคอสเมซิลเอ็ม 511 และชนิดแข็งตัวที่อุณหภูมิห้อง (Room-temperature vulcanization, RTV) ยี่ห้อวิสที 50เอฟ (VST50F, Factor II Inc., Lakeside, AZ) พบว่าไม่ช่วยให้เกิดการคงสภาพสีของซิลิโคนทั้ง 2 ชนิด สอดคล้องกับ Eltayyar และคณะในปี ค.ศ. 2016¹⁶ ที่พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และนาโนอะลูมิเนียมออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 1.5, 2 และ 2.5 โดยน้ำหนัก ในซิลิโคนเอ็มดีเอกซ์ 4-4210 (MDX 4-4210, Dow Corning Corp., Midland, MI, USA) ทำให้ซิลิโคนมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสี (ΔE^*) สูงซึ่งสามารถมองเห็นได้ด้วยตาที่ $\Delta E^* > 3.3$

ซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 (A-103, Factor II Inc., Lakeside, AZ) และซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลอิพิเทติก (Multisil-Epithetics, Bredent, Germany) นิยมใช้ในงานบูรณะขากรรไกรและใบหน้า โดยซิลิโคนยี่ห้อแฟลคเตอร์ทูเอ 103 เป็นซิลิโคนชนิดแข็งตัวที่อุณหภูมิห้อง มีอัตราส่วนเบสอีลาสโตเมอร์ (Base elastomer) ต่อสารเร่งปฏิกิริยา (Catalyst) เป็น 10 ต่อ 1 ซึ่งมีความใส มีค่าความแข็งผิว (Hardness) 27 มีร้อยละการยืด 500 มีค่าความต้านทานแรงดึง 650 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว (psi) ค่าความต้านทานการฉีกขาด 90 ปอนด์ต่อนิ้ว (ppi) เป็นฉนวน มีความคงรูปไม่บิดเบี้ยวเมื่อแข็งตัวที่อุณหภูมิห้อง ส่วนซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลอิพิเทติก เป็นซิลิโคนชนิดแข็งตัวที่อุณหภูมิห้องโดยมีอัตราส่วนเบสอีลาสโตเมอร์ต่อสารเร่งปฏิกิริยาเป็น 1 ต่อ 1 อยู่ภายในหลอดเดียวกัน มีค่าความแข็งผิว 35 มีค่าความต้านทานการฉีกขาดสูง และมีสีให้เลือกใช้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วย 3 สี คือ สีซีตี้ (City) สีคันทรี่ (Country) และสีบีช (Beach) โดยสามารถผสมสีเพิ่มเติมเข้าไปในเนื้อวัสดุได้เพื่อให้เลียนแบบสีผิวของผู้ป่วยได้เหมือนจริงมากที่สุด

ปัจจุบันการศึกษาเกี่ยวกับสารนาโนออกไซด์ต่อการคงสภาพสีและคุณสมบัติทางกายภาพของซิลิโคนชนิดผสมสีเองยังมีการศึกษาน้อยและยังมีความขัดแย้งกันในการศึกษา อีกทั้งยังไม่มีการศึกษาเปรียบเทียบซิลิโคนชนิด

ผสมสีเองยี่ห้อแฟลเตอร์ทูเอ-103 ที่ใส่สารนาโนออกไซด์และซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโอฟิเทคต่อการคงสภาพสีและคุณสมบัติทางกายภาพ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบการคงสภาพสีของซิลิโคนที่มีสีใกล้เคียงกัน ระหว่างซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์กับซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโอฟิเทค เมื่อได้รับปัจจัยสภาวะแวดล้อมจำลองเดียวกัน

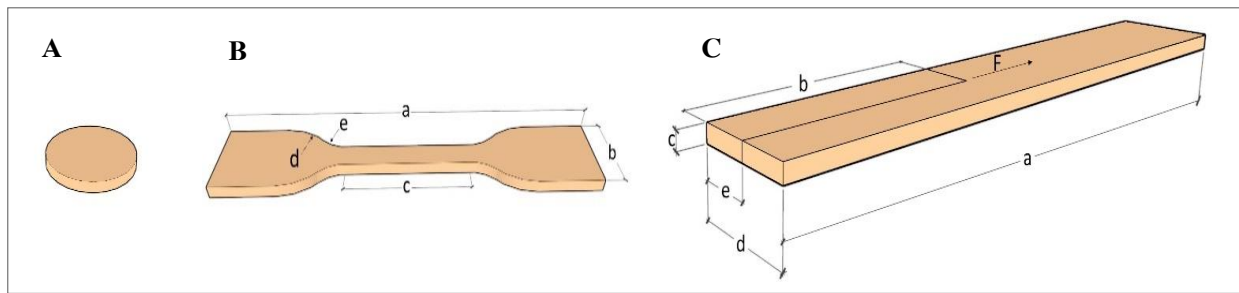
2. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกายภาพ ได้แก่ ความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาด ของซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์กับซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโอฟิเทค

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ซิลิโคนที่ใช้ในการศึกษานี้แบ่งเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มแรกเป็นซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปยี่ห้อมัลติซิลิโอฟิเทคสีคันทรี่ที่มีสีคล้ายสีผิวชาวเอเชีย กลุ่มที่ 2 คือ ซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลเตอร์ทู เอ-103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ร้อยละ 2 และกลุ่มสุดท้ายคือซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อแฟลเตอร์ทู เอ-103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ซิลิโคนในแต่ละกลุ่มจะนำมาทำชิ้นงานที่มีความหนา 2 มิลลิเมตร 3 แบบ คือ แบบที่ 1 ชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลม (Disc - shaped) ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 22 มิลลิเมตร¹² (รูปที่ 1A) สำหรับทดสอบการคงสภาพสี แบบที่ 2 ชิ้นงานรูปร่างดัมเบลล์ชนิดที่ 2 (Type 2 Dumbbell - shaped) มีขนาดตาม ISO 37² (รูปที่ 1B) สำหรับทดสอบความต้านทานแรงดึง และแบบที่ 3 ชิ้นงานรูปร่างกางเกง (Trousers - shaped) มีขนาดตาม ISO 34-1² (รูปที่ 1C) ใช้ทดสอบความต้านทานการฉีกขาด

การเตรียมชิ้นงาน ซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะใช้สัดส่วนการผสมสีซิลิโคน (Silicone pigment, Factor II Inc., Lakeside, AZ) แตกต่างกันด้วยการใช้ปิเปตต์ (Pipette) ควบคุมปริมาณการหยดสีให้ได้สีใกล้เคียงกับซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปสีคันทรี่ โดยซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะใช้สีแดง 1 หยด สีเหลือง 7 หยด สีน้ำเงิน 2 หยด และสีขาว 23 หยด ต่อส่วนผสมซิลิโคน 55 กรัม สำหรับซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์

จะใช้สีแดง 3 หยด สีเหลือง 27 หยด และสีน้ำเงิน 3 หยดต่อส่วนผสมของซิลิโคน 55 กรัม ซึ่งซิลิโคนชนิดผสมสีเอง 55 กรัม จะใช้อัตราส่วนเบสอิลาสโตเมอร์ต่อสารเร่งปฏิกิริยาเท่ากับ 10 ต่อ 1 ในการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ (Microfine titanium dioxide, Sakai chemical industry Co., LTD, Fukushima, Japan) ร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก ดังนั้นซิลิโคนชนิดผสมสีเอง 55 กรัม จะใช้เบสอิลาสโตเมอร์ 50 กรัม ต่อสารเร่งปฏิกิริยา 5 กรัมและนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ 1.1 กรัม เมื่อซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ผสมเป็นเนื้อเดียวกันแล้ว ให้ใส่สารทิไซโทรปิก (Thixotropic agent) 5 หยด ให้วัสดุมีความหนืด จากนั้นผสมวัสดุให้เข้ากันแล้วไล่ฟองอากาศออกด้วยการรีดวัสดุให้แนบกับกระเบื้อง แล้วนำวัสดุมาใส่ในเบ้าแบบพลาสติกใสที่ฝาล่างเจาะเป็นหลุมด้วยเลเซอร์ที่มีขนาดเท่ากับชิ้นงานทั้ง 3 รูปแบบ (รูปที่ 1) เมื่อบรรจุวัสดุเต็มเบ้าแบบพลาสติกใสในฝาล่างแล้วจึงนำแผ่นพลาสติกใสฝาบ้นปิดทับและอัดแน่นด้วยตัวยึดพลาสติก เก็บไว้ในที่อุณหภูมิห้อง 27±1 องศาเป็นเวลา 3 วัน ให้วัสดุแข็งตัวเต็มที่ ส่วนซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปจะใช้ป็นผสมเบสและสารเร่งปฏิกิริยาให้ได้วัสดุเนื้อเดียวกัน ไหลออกมาจากปลายหลอดที่สามารถฉีดใส่ในเบ้าแบบพลาสติกใสที่ฝาล่างเจาะเป็นหลุมด้วยเลเซอร์ที่มีขนาดเท่ากับชิ้นงานทั้ง 3 รูปแบบ (รูปที่ 1) เมื่อบรรจุวัสดุเต็มเบ้าแบบพลาสติกใสในฝาล่างแล้วจึงนำแผ่นพลาสติกใสฝาบ้นปิดทับ แล้วอัดแน่นด้วยตัวยึดพลาสติก เก็บไว้ในที่อุณหภูมิห้อง 27±1 องศาเป็นเวลา 12 ชั่วโมง ให้วัสดุแข็งตัวเต็มที่ ซึ่งในการศึกษานี้จะเตรียมชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลม รูปร่างดัมเบลล์ชนิดที่ 2 และรูปร่างกางเกง เป็นจำนวน 50 16 และ 16 ชิ้นต่อกลุ่มตามลำดับ เมื่อซิลิโคนแข็งตัวเต็มที่แล้วให้นำซิลิโคนออกจากเบ้าแบบพลาสติกใส ตัดส่วนเกินออกด้วยใบมีดคมปลายตรงและตรวจสอบขนาดของชิ้นงานด้วยเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ (Vernier caliper) และไม่บรรทัดเหล็ก ซึ่งชิ้นงานที่ได้จะต้องมีขนาดและรูปร่างถูกต้องตามที่กำหนดไว้ มีสีสม่ำเสมอเป็นเนื้อเดียวกัน มีลักษณะพื้นผิวเรียบ และไม่พบฟองอากาศที่พื้นผิวของชิ้นงาน ถ้าชิ้นงานมีลักษณะที่ไม่เป็นไปตามที่กำหนดไว้ จะทำการคัดออกและทำชิ้นงานใหม่ทดแทน โดยชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมในแต่ละกลุ่มจะทำการสุ่มอย่างง่ายให้หมายเลขตั้งแต่ 1 ถึง 50 เก็บไว้ในกล่องโลหะทึบแสงปิดสนิท ส่วนชิ้นงานรูปร่างกางเกงทุกชิ้นจะนำมาตัดแบ่งครึ่งกึ่งกลางความกว้างของชิ้นงานที่ปลายด้านหนึ่งในแนวยาวเป็นระยะทาง 40±2 มิลลิเมตร ด้วยใบมีดคมปลายตรง (รูปที่ 1C)



รูปที่ 1 ชิ้นงาน 3 แบบที่มีความหนา 2 มิลลิเมตร โดย (A) ชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 22 มิลลิเมตร (B) ชิ้นงานรูปร่างคัมเบลล์ชนิดที่ 2 (a=75 มิลลิเมตร b=12.5±1 มิลลิเมตร c=25±1 มิลลิเมตร d=12.5±1 มิลลิเมตร และ e=8±0.5 มิลลิเมตร) และ (C) ชิ้นงานรูปร่างกางเกง (a=100 มิลลิเมตร b=40±2 มิลลิเมตร c=2±0.2 มิลลิเมตร d=15±1 มิลลิเมตร e=7.5±0.5 มิลลิเมตร และ F เป็นทิศทางแรง)

Figure 1 Three types of specimens with 2 millimeters in thickness (A) disc-shaped specimen with 22 millimeters in diameter (B) type 2 dumbbell-shaped specimen (a=75 millimeters b=12.5±1 millimeters c=25±1 millimeters d=12.5±1 millimeters and e=8±0.5 millimeters) and (C) trouser-shaped specimen (a=100 millimeters b=40±2 millimeters c=2±0.2 millimeters d=15±1 millimeters e=7.5±0.5 millimeters and F=force direction).

การทดสอบชิ้นงาน การทดสอบการคงสภาพสีจะวัดค่าสีเริ่มต้นของชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมในแต่ละกลุ่มด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (Spectrophotometer, Color Quest ® XE, HunterLab, USA) ที่ให้ค่าสีเป็น L* a* b* ตามระบบของซีไอแอลเบ (CIElab system) และถ่ายรูปชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมเลขคู่ในแต่ละกลุ่ม จากนั้นเก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อม (Q-Sun xenon test chamber LX 5050, USA) โดยกำหนดค่าการตั้งเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อม (ตารางที่ 1) ตาม ASTM G155 ซึ่งจะเก็บชิ้นงานเป็นเวลาทั้งหมด 600 ชั่วโมง โดยทุก ๆ 100 ชั่วโมงจะนำชิ้นงานออกมาวัดค่าสีและถ่ายรูป ซึ่งค่าการเปลี่ยนแปลงสีได้จากการนำค่า L* a* b* ก่อนและหลังการเก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมมาคำนวณ ดังสมการ

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

การทดสอบความต้านทานแรงดึงของชิ้นงานรูปร่างคัมเบลล์ ชนิดที่ 2 ด้วยเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine, Lloyd instruments, Ltd. LR30/ k, Leicester, UK) โดยจับยึดปลายแต่ละข้างของชิ้นงานเข้าไปเป็นระยะทาง 20 มิลลิเมตร ด้วยตัวหนีบที่ยึดกับเครื่องทดสอบสากล แล้วให้แรงดึง 500 มิลลิเมตรต่อวินาที² จนกระทั่งชิ้นงานขาด ค่าแรงที่มากที่สุดที่ใช้ดึงชิ้นงานจะนำมาคำนวณ ดังสมการ

$$Ts = Fb/Wt$$

TS คือ ค่าความต้านทานต่อแรงดึง หน่วยเป็นเมกะปาสกาล (MPa)

Fb คือ แรงที่ใช้ดึงชิ้นงานให้ขาดออกจากกัน หน่วยเป็นนิวตัน (N)

W คือ ความกว้างของส่วนที่แคบที่สุดของชิ้นงาน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

t คือ ความหนาของชิ้นงาน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

ร้อยละการยืดได้จากการนำค่าผลต่างระหว่างความยาวหลังการให้แรงดึงกับความยาวเริ่มต้นของชิ้นงานจากเครื่องทดสอบสากลขณะทดสอบความต้านทานแรงดึงมาคำนวณ ดังสมการ

$$EP = [(Lb - Lo) / Lo] * 100$$

EP คือ ร้อยละการยืด

Lb คือ ความยาวหลังการให้แรงดึง หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

Lo คือ ความยาวเริ่มต้นของชิ้นงาน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

การทดสอบความต้านทานการฉีกขาดของชิ้นงานรูปร่างกางเกงด้วยเครื่องทดสอบสากล โดยจับยึดปลายแต่ละข้างของด้านที่ตัดแบ่งครึ่งกึ่งกลางความกว้างของชิ้นงานเข้าไปเป็นระยะทาง 30 มิลลิเมตร ด้วยตัวหนีบที่ยึดกับเครื่องทดสอบสากล แล้วให้แรงดึง 100 มิลลิเมตรต่อวินาที² จนกระทั่งชิ้นงานฉีกขาด ค่าแรงที่มากที่สุดที่ใช้ดึงชิ้นงานจะนำมาคำนวณ ดังสมการ

$$Ts = F/d$$

Ts คือ ค่าความต้านทานการฉีกขาด หน่วยเป็นกิโลนิวตันต่อเมตร (kN/m)

F คือ แรงที่บริเวณกึ่งกลางของชิ้นงาน หน่วยเป็นกิโลนิวตัน (kN)

d คือ ความหนาของชิ้นงาน หน่วยเป็นเมตร (m)

ตารางที่ 1 ค่าการตั้งเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อม

Table 1 Weather meter chamber setting

Light source	Xenon arc lamp through daylight filters
Irradiance level	0.35 W/m ² /nm at 340 nm
Test cycle	102 min light at 63°C black panel temperature 18 min light and water spray
Black panel temperature	63°C

การวิเคราะห์ข้อมูล วิเคราะห์ข้อมูลด้วยโปรแกรมคำนวณสถิติ SPSS statistic 19.0 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 โดยในการทดสอบการคงสภาพสีของซิติโคนทุกกลุ่มในแต่ละช่วงเวลา และคุณสมบัติทางกายภาพได้แก่ ความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืดและความต้านทานการฉีกขาด จะทำการทดสอบการแจกแจงปกติ หากมีการแจกแจงปกติจะทำการวิเคราะห์หาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 หากพบความแตกต่างจากการวิเคราะห์สถิตินี้ จะทำ Post-hoc test ในการเปรียบเทียบคู่ที่แตกต่าง โดยใช้สถิติบอนเฟอร์รอนี (Bonferroni)

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงสีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในแต่ละช่วงเวลาของซิติโคนทุกกลุ่ม

Table 2 Comparison of mean ΔE^* value and standard deviation (SD) in all three groups at each time period.

Exposure time (hrs.)	Silicone			p-value
	A-103 with TiO ₂	A-103 without TiO ₂	Multisil	
100	4.58±2.02 ^a (4.42)	6.08±3.52 ^b (4.01)	2.09±0.89 ^c (1.85)	<0.001
200	6.05±1.76 ^d (5.71)	7.31±3.33 ^e (5.67)	2.03±0.73 ^f (2.09)	<0.001
300	7.14±1.80 ^g (6.81)	8.76±3.37 ^h (7.42)	2.32±0.84 ⁱ (2.17)	<0.001
400	8.59±1.90 ^j (8.70)	9.33±3.18 ^k (8.44)	3.13±0.68 ^l (3.00)	<0.001
500	9.80±1.68 ^m (9.76)	10.10±3.37 ⁿ (9.13)	3.19±0.70 ^o (3.03)	<0.001
600	10.80±1.65 ^p (10.91)	11.03±3.34 ^q (10.30)	3.67±0.73 ^r (3.68)	<0.001

* Means with same superscripted lowercase letters are not significantly different (p>0.05)

** Median values are show in the parentheses

หมายเหตุ : A-103 with TiO₂ คือ กลุ่มซิติโคนแฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์
A-103 without TiO₂ คือ กลุ่มซิติโคนแฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และ
Multisil คือ กลุ่มซิติโคนชนิดสำเร็จรูป

Note : A-103 with TiO₂ = Factor II A-103 with 2%wt nano-titanium dioxide
A-103 without TiO₂ = Factor II A-103 without 2%wt nano-titanium dioxide,
Multisil = Multisil-Epithetics

ในกรณีที่ข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติจะใช้สถิติครัสคัล-วอลลิส (Kruskal-Wallis) และทำการทดสอบคู่ที่แตกต่างโดยใช้สถิติ Dunn-Bonferroni ส่วนการทดสอบการคงสภาพสีของซิติโคนแต่ละกลุ่มในช่วงเวลาต่าง ๆ จะใช้สถิติฟริดแมน (Friedman's two way ANOVA)

ผล

การคงสภาพสี การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีภายหลังการเก็บชิ้นงานรูปร่างแผ่นวงกลมในเครื่องจำลอง ปัจจัยสภาวะแวดล้อมเป็นเวลาทั้งหมด 600 ชั่วโมง พบว่าค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีของกลุ่มซิติโคนชนิดสำเร็จรูป กลุ่มซิติโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มซิติโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเท่ากับ 3.67 10.8 และ 11.03 ตามลำดับ โดยกลุ่มซิติโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีน้อยที่สุด เมื่อเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงสีของซิติโคนทุกกลุ่มในแต่ละช่วงเวลาโดยใช้สถิติครัสคัล-วอลลิส พบว่ากลุ่มซิติโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ มีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีใน 300 ชั่วโมงแรก แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.001) โดยกลุ่มซิติโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ มีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีน้อยกว่ากลุ่มซิติโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ในขณะที่กลุ่มซิติโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีแตกต่างกันกับกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุก ๆ ช่วงเวลา (p<0.001) (ตารางที่ 2)

และเมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงสีของซิลิโคนแต่ละกลุ่มในช่วงเวลาต่างๆ (100-600 ชั่วโมง) โดยใช้สถิติพรีดแมน พบว่าซิลิโคนทุกกลุ่มมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีในช่วงเวลาต่าง ๆ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) (ตารางที่ 3) โดยพบว่าค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีของกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ 300 ชั่วโมงเริ่มแตกต่างจากค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีที่เวลา 100 ชั่วโมง

อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) และกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์เริ่มแตกต่างที่เวลา 300 ชั่วโมง ($p < 0.001$) เช่นเดียวกัน ส่วนกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป เริ่มแตกต่างที่เวลา 400 ชั่วโมง ($p < 0.001$) ดังนั้นกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปจึงมีการเปลี่ยนแปลงสีช้ากว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองทั้ง 2 กลุ่ม

ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงสีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของซิลิโคนแต่ละกลุ่มในช่วงเวลาต่าง ๆ กัน

Table 3 Comparison of Mean ΔE^* value and standard deviation (SD) of each group in each time period.

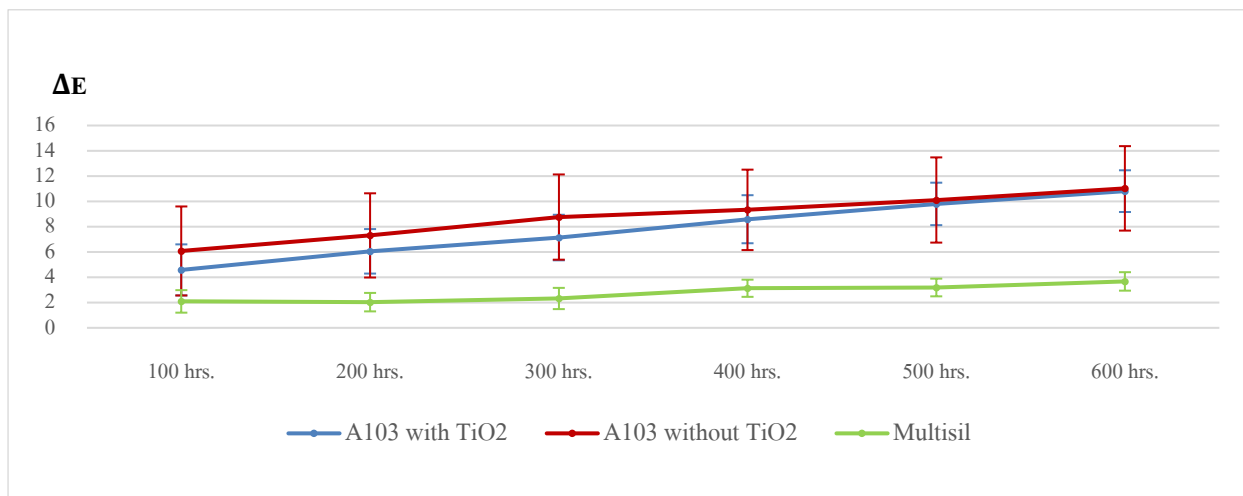
Silicone	Exposure time (hrs.)						p-value
	100	200	300	400	500	600	
A-103 with TiO ₂	4.58±2.02 ^a	6.05±1.76 ^{ab}	7.14±1.80 ^b	8.59±1.90 ^{cd}	9.80±1.68 ^{de}	10.8±1.65 ^e	< 0.001
A-103 without TiO ₂	6.08±3.52 ^f	7.31±3.33 ^f	8.76±3.37 ^{gh}	9.33±3.18 ^{hi}	10.10±3.37 ^{ij}	11.03±3.34 ^j	< 0.001
Multisil	2.09±0.89 ^k	2.03±0.73 ^k	2.32±0.84 ^k	3.13±0.68 ^l	3.19±0.70 ^{lm}	3.67±0.73 ^m	< 0.001

* Means with same superscripted lowercase letters are not significantly different ($p > 0.05$)

หมายเหตุ : A-103 with TiO₂ คือ กลุ่มซิลิโคนแฟคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์
 A-103 without TiO₂ คือ กลุ่มซิลิโคนแฟคเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และ
 Multisil คือ กลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป
 Note : A-103 with TiO₂ = Factor II A-103 with 2% wt nano-titanium dioxide
 A-103 without TiO₂ = Factor II A-103 without 2% wt nano-titanium dioxide,
 Multisil =Multisil-Epithetics

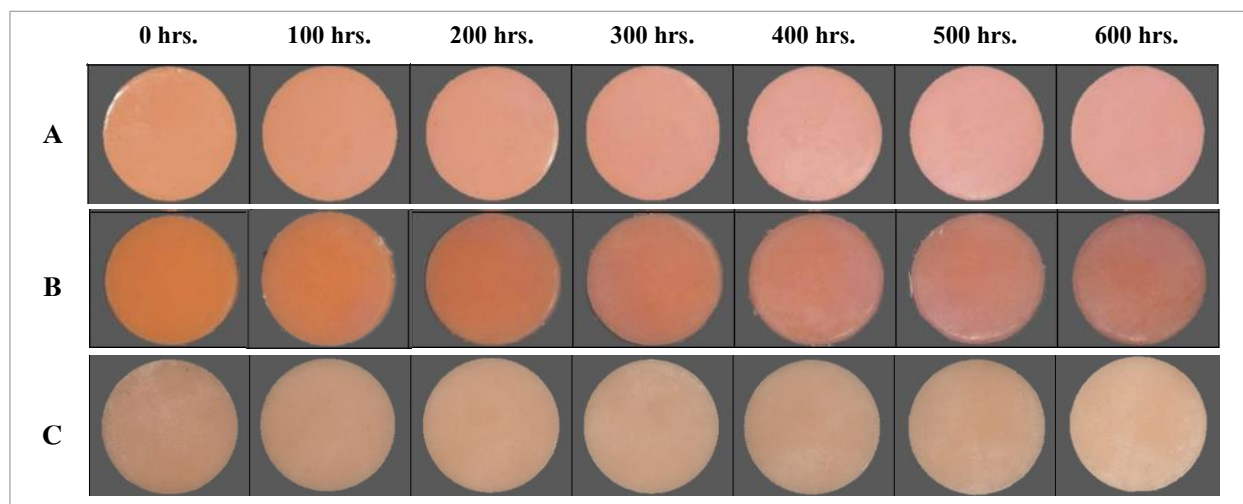
เมื่อพิจารณาจากกราฟ (รูปที่ 2) พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงสีค่อนข้างน้อย ส่วนกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีการเปลี่ยนแปลงสีค่อนข้างมาก โดยเมื่อเวลาผ่านไปการเปลี่ยนแปลงสีของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มใกล้เคียงกันที่เวลา 600 ชั่วโมง และเมื่อพิจารณาจากรูปภาพ (รูปที่ 3) พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีการเปลี่ยนแปลงสีอย่างเด่นชัดเมื่อเวลาเพิ่มขึ้น โดยสามารถสังเกตเห็นได้ด้วยตา ในขณะที่ซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปแทบจะไม่เห็นการเปลี่ยนแปลงสี โดยเมื่อพิจารณาจากค่า L^* a^* b^* พบว่าซิลิโคนทั้ง 3 กลุ่ม มีค่าเฉลี่ย Δa และ Δb ลดลง ทำให้ชิ้นงานมีสีค่อนข้างขาวและสีน้ำตาลมากขึ้น ที่ไม่สามารถสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงสีดังกล่าวได้ด้วยตา ซึ่งกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ย Δa และ Δb ลดลงที่ใกล้เคียงกัน กล่าวคือมีค่าเฉลี่ย Δa ลดลง -1.8 -1.11 และมีค่าเฉลี่ย Δb ลดลง -9.9 -8.25 ตามลำดับ ส่วนกลุ่มซิลิโคน

ชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ย Δa ลดลง -3.06 มีค่าเฉลี่ย Δb ลดลง -1.13 ส่วนค่าเฉลี่ย ΔL พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์และกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ย ΔL เพิ่มขึ้น 0.3 และ 0.98 ตามลำดับ ทำให้เห็นชิ้นงานมีสีสว่างขึ้น ส่วนกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ย ΔL ลดลง -5.96 ทำให้เห็นชิ้นงานมีสีมืดลง เมื่อนำชิ้นงานกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมาส่องกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (S-3000N; Hitachi, Tokyo, Japan) ร่วมกับเทคนิคการวิเคราะห์ธาตุด้วยการทำเอกซเรย์สเปกโตรสโกปีแบบกระจายพลังงาน (Energy Dispersive X-ray spectroscopy, EDX) กำลังขยาย $\times 100$ เท่า พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีธาตุไทเทเนียมเป็นองค์ประกอบ จึงทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงสีของกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปและกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีลักษณะคล้ายกันคือมีสีสว่างยิ่งขึ้น



รูปที่ 2 ค่าเฉลี่ย ΔE^* เมื่อเวลาผ่านไป 600 ชั่วโมง ของกลุ่มซีลิโคนแฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ (A-103 with TiO₂) กลุ่มซีลิโคนแฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียม ไดออกไซด์ (A-103 without TiO₂) และกลุ่มซีลิโคนชนิดสำเร็จรูป (Multisil)

Figure 2 Mean ΔE^* value after 600 hours of Factor II A-103 with 2%wt nano-titanium dioxide (A-103 with TiO₂), Factor II A-103 without 2%wt nano-titanium dioxide (A-103 without TiO₂) and Multisil-Epithetics (Multisil).



รูปที่ 3 การแสดงการเปลี่ยนแปลงสีของชิ้นงานซีลิโคนทุก ๆ 100 ชั่วโมง จนถึง 600 ชั่วโมง โดย (A) คือ แฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ชิ้นงานที่ 7 (B) คือ แฟกเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ชิ้นงานที่ 9 และ (C) คือ มัลติซิลอิพิเทติกชิ้นงานที่ 3

Figure 3 Color changes of specimens every 100 hours up to 600 hours of aging (A) Factor II A-103 with 2%wt nano-titanium dioxide No.7 (B) Factor II A-103 without 2%wt nano-titanium dioxide No.9 and Multisil-Epithetics No.3

ความต้านทานแรงดึง การวิเคราะห์ความต้านทานแรงดึง (ตารางที่ 4) พบว่าค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงของกลุ่มซีลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ กลุ่มซีลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มซีลิโคนชนิดสำเร็จรูป มีค่าเท่ากับ 6.22 ± 1.52 เมกะปาสกาล 5.13 ± 1.17 เมกะปาสกาล และ 4.80 ± 0.97 เมกะปาสกาล ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มซีลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงมาก

ที่สุด เมื่อทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงของซีลิโคนทั้ง 3 กลุ่ม ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวพบว่ากลุ่มซีลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงแตกต่างกับกลุ่มซีลิโคนชนิดสำเร็จรูปอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.006$) แต่แตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มซีลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์

ร้อยละการยืด เมื่อวิเคราะห์ร้อยละการยืด (ตารางที่ 4) พบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละการยืดของกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ กลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป มีค่าเท่ากับ 916.61 ± 92.32 892.96 ± 147.63 และ 335.48 ± 74.46 ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยร้อยละการยืดมากที่สุด เมื่อทำการวิเคราะห์ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวพบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยร้อยละการยืดแตกต่างกับกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ส่วนกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มของซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์พบว่า มีค่าเฉลี่ยร้อยละการยืดแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ความต้านทานการฉีกขาด การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาด (ตารางที่ 4) พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ กลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเท่ากับ 2.22 ± 0.59 กิโลนิวตันต่อเมตร 1.86 ± 0.46 กิโลนิวตันต่อเมตร และ 0.57 ± 0.14 กิโลนิวตันต่อเมตร ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาดมากที่สุด เมื่อทำการวิเคราะห์ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวพบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาดแตกต่างกับกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ส่วนกลุ่มของซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ พบว่ามีค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาดแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาด และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มซิลิโคนแฟคเตอร์ทูเอ 103 ที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ (A-103 with TiO_2) กลุ่มซิลิโคนแฟคเตอร์ทูเอ 103 ที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ (A-103 without TiO_2) และกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป (Multisil)

Table 4 Mean and standard deviation (SD) of tensile strength, tear strength and percentage elongation of Factor II A-103 with 2% wt nano-titanium dioxide (A-103 with TiO_2), Factor II A-103 without 2%wt nano-titanium dioxide (A-103 without TiO_2) and Multisil-Epithetics (Multisil)

Properties	Silicone			P-value
	A-103 with TiO_2	A-103 without TiO_2	Multisil	
Tension (Mpa) (Mean $\pm$ SD)	6.22 ± 1.52^a	5.13 ± 1.17^{ab}	4.80 ± 0.97^b	0.006
% Elongation (Mean $\pm$ SD)	916.61 ± 92.32^c	892.96 ± 147.63^c	335.48 ± 74.46^d	<0.001
Tear (kN/m) (Mean $\pm$ SD)	2.22 ± 0.59^e	1.86 ± 0.46^e	0.57 ± 0.14^f	<0.001

บทวิจารณ์

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์เป็นวัสดุที่นิยมใช้ในการทำสิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกรนอกช่องปากที่มีความต้านทานแรงดึงและการฉีกขาดสูง และมีสีสวยงาม แต่ซิลิโคนมีการเปลี่ยนแปลงสีจากปัจจัยสภาวะแวดล้อม จึงมีการปรับปรุงซิลิโคนด้วยการใส่สารนาโนออกไซด์ที่ช่วยป้องกันการเสื่อมสภาพของสี เพื่อให้ซิลิโคนมีอายุการใช้งานยาวนานขึ้น โดยในทางอุตสาหกรรมได้นำสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มาใช้เป็นส่วนประกอบในสารเคลือบผิว ยาง พลาสติก วัสดุอุดทันตกรรม ฟิล์ม ฟิล์ม และเครื่องสำอาง^{12,13} ทั้งนี้ในทางทันตกรรมได้นำสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มาใช้ผสม

ในซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้า เนื่องจากสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่กระจายอยู่ทั่วไปในพอลิเมอร์เมทริกซ์ (Polymer matrix) จะช่วยการคงสภาพสีของซิลิโคนได้ เมื่อซิลิโคนได้รับรังสีอัลตราไวโอเลตที่เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะทำให้ไอเล็กตรอนของอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีขนาดเล็กกว่าความยาวคลื่นรังสีอัลตราไวโอเลตเกิดการสั่นสะเทือน จึงส่งผลให้รังสีอัลตราไวโอเลตบางส่วนเกิดการกระเจิงและบางส่วนถูกดูดซับโดยอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ออกไซด์ในขณะเดียวกัน¹⁷ นอกจากนี้สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ยัง

มีคุณสมบัติช่วยฆ่าเชื้อแบคทีเรีย และเมื่อนำสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มาเคลือบบนผิววัสดุจะสามารถทำความสะอาดพื้นผิววัสดุได้ง่าย โดยสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะสามารถออกซิไดซ์สิ่งสกปรกที่อยู่บนพื้นผิววัสดุให้เป็นสารที่ถูกชะล้างด้วยน้ำได้ง่าย จึงทำให้พื้นผิววัสดุสะอาดตลอดเวลา¹⁸

Han และคณะในปี ค.ศ. 2010¹² พบว่าสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 และ 2.5 โดยน้ำหนัก จะช่วยคงสภาพสีของซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าเอ 2186 ได้ดีกว่าซีเรียมไดออกไซด์ และซิงค์ออกไซด์ ซึ่งสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 และ 2.5 โดยน้ำหนักจะให้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีของซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าเอ 2186 ไม่แตกต่างกัน ดังนั้นในการศึกษานี้จึงใช้สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก อย่างไรก็ตามการศึกษานี้พบว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีการคงสภาพสีแตกต่างกันอย่างไม่นับสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Shakir และคณะในปี ค.ศ. 2017¹⁵ ที่พบว่าการใช้สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ไม่ช่วยในการคงสภาพสีของซิลิโคน ในขณะที่ Eltayyar และคณะในปี ค.ศ. 2016¹⁶ พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์และนาโนอะลูมิเนียมออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 1.5 2 และ 2.5 โดยน้ำหนักในซิลิโคนขากรรไกรและใบหน้าเอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 ให้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีสูงที่สุดที่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้ด้วยตา ($\Delta E^* > 3.3$) แต่ในการศึกษาของ Han และคณะในปี ค.ศ. 2010¹² กลับพบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนักในซิลิโคนชนิดผสมสีเองเอ 2186 ที่ผสมสีซิลิโคนในอัตราส่วน เหลือง แดง และน้ำเงิน 1:1:1 และเก็บในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมที่ใช้ค่าพลังงานแสง 450 กิโลจูลต่อตารางเมตร ทำให้ซิลิโคนมีการเปลี่ยนแปลงสีน้อยที่สุด ($\Delta E^* = 1.2$) อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ผสมสีซิลิโคนในอัตราส่วน เหลือง แดง และน้ำเงิน 9:1:1 และเก็บในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมที่ใช้ค่าพลังงานแสง 756 กิโลจูลต่อตารางเมตร ที่มีสีเหลืองผสมและใช้ค่าพลังงานมากกว่าในการศึกษาของ Han และคณะในปี ค.ศ. 2010¹² จึงทำให้ในการศึกษานี้ได้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีมากกว่า ทั้งนี้เนื่องจากสีเหลืองที่ผสมในซิลิโคนและพลังแสงที่ความยาวคลื่น 340 นาโนเมตร อาจมีผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการคงสภาพสีของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ ซึ่งสีเหลือง

จะมีอิทธิพลต่อการเปลี่ยนแปลงสีของซิลิโคนมากกว่าเมื่อสิ้นสุดการศึกษาของ Kiat-amnuay และคณะในปี ค.ศ. 2009¹ และ Han และคณะในปี ค.ศ. 2010¹² และเมื่อพิจารณาที่ขนาดอนุภาคของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ พบว่าขนาดและการกระจายตัวของอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ในพอลิเมอร์เมทริกซ์จะส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการป้องกันรังสียูวี โดยขนาดอนุภาคที่เล็กและมีการกระจายตัวที่ดีในพอลิเมอร์เมทริกซ์จะทำให้เกิดการกระเจิงรังสียูวีได้ดีกว่า¹⁴ จากการศึกษาของ Allen และคณะในปี 2004¹⁹ พบว่าสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ผสมในสีอะคริลิกสำหรับทาไม้ที่มีขนาดอนุภาค 70 นาโนเมตร จะสามารถช่วยให้เกิดการคงสภาพสีของไม้ได้ดีกว่าสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีขนาดอนุภาค 90 นาโนเมตร เนื่องจากขนาดของอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่มีขนาดเล็กจะทำให้มีพื้นที่ผิวของอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มากขึ้น เป็นผลให้เกิดการกระเจิงแสงได้มากขึ้น โดยสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีขนาดตั้งแต่ 1 ถึง 100 นาโนเมตร จึงอาจเป็นไปได้ว่าขนาดอนุภาคของสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ในการศึกษาของ Han ในปี 2010 มีขนาดอนุภาคเล็กกว่าในการศึกษานี้ที่มีขนาดของอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ 90 นาโนเมตร จึงทำให้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีในการศึกษานี้มากกว่าการศึกษาของ Han ในปี ค.ศ. 2010

ในการศึกษานี้พบว่า การเก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมเป็นเวลา 600 ชั่วโมง จะให้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีของกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป ซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์เท่ากับ 3.67, 10.8 และ 11.03 ตามลำดับ ซึ่งในการศึกษานี้จำเป็นต้องเก็บชิ้นงานเป็นเวลา 600 ชั่วโมง แม้ว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีมากกว่า 3.3 ที่ 100 ชั่วโมง แต่ซิลิโคนสำเร็จรูปจะต้องเก็บเป็นเวลา 600 ชั่วโมง จึงจะมีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีมากกว่า 3.3 ที่มองเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้ด้วยตาและไม่สามารถยอมรับได้ในทางคลินิก¹⁶ ทั้งนี้ Farah และคณะในปี ค.ศ. 2018²⁰ พบว่าซิลิโคนที่มีอนินทรีย์สาร (Inorganic) จะให้ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสีน้อยกว่าซิลิโคนที่มีอินทรีย์สาร (Organic) เมื่อผสมในซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อเอ็ม 511 ดังนั้นสารที่เป็นอินทรีย์หรืออนินทรีย์ในสีซิลิโคนน่าจะมีผลต่อค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงสี ซึ่งในการศึกษานี้พบว่า ซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยการ

เปลี่ยนแปลงสีน้อยที่สุดและแตกต่างจากซิลิโคนชนิดผสมสีเองทั้งสองกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) อาจเป็นเพราะซิลิโคนสำเร็จรูปใช้สีซิลิโคนที่มีอินทรีย์สารจึงทำให้มีการคงสภาพสีมากกว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใช้สีซิลิโคนที่มีอินทรีย์สาร อย่างไรก็ตามนอกจากสีซิลิโคนที่ใช้ผสมในซิลิโคนให้ได้สีคล้ายสีผิวตามธรรมชาติแล้วยังมีสีน้ำมัน (Oil pigment) และสีจากแร่ธรรมชาติ (Dry earth pigment)²¹ จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับประเภทของสีต่อค่าการเปลี่ยนแปลงสี

ในการศึกษานี้ได้เก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมที่สามารถควบคุมแสง อุณหภูมิ และความชื้นโดยใช้หลอดซินอนเป็นแหล่งกำเนิดแสงเลียนแบบแสงจากดวงอาทิตย์ที่ให้ความยาวคลื่นแสงครอบคลุมมากกว่าหลอดรังสีอัลตราไวโอเลต ทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงสีของชิ้นงานได้เมื่อเก็บชิ้นงานในเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อมเป็นเวลา 600 ชั่วโมง เทียบเท่าได้กับการได้รับแสงอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 3.8 เดือน ที่คิดคำนวณเฉพาะตัวแปรแสงเท่านั้น จึงสามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้อย่างรวดเร็ว และมีประสิทธิภาพมากกว่าการวางชิ้นงานในสภาวะแวดล้อมภายนอกที่ได้รับแสงสลับกับความมืดและความชื้น ในบรรยากาศที่ไม่คงที่ ซึ่ง Polyzois และคณะในปี ค.ศ. 1999¹¹ ได้ศึกษาการวางชิ้นงานไว้ในสภาวะแวดล้อมภายนอกที่เมืองเอเธนส์ ประเทศกรีซ พบว่าต้องใช้เวลาในการวางชิ้นงานในสภาวะแวดล้อมภายนอก เป็นเวลา 1 ปี จึงจะเห็นการเปลี่ยนแปลงสีของชิ้นงาน เนื่องจากการวางชิ้นงานในสภาวะแวดล้อมภายนอกไม่สามารถควบคุมปริมาณแสง อุณหภูมิ และความชื้นได้

การศึกษาคณสมบัติทางกายภาพในการศึกษานี้พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ให้ค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงเท่ากับ 6.22 ± 1.52 เมกะปาสคาล มากกว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ และกลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปที่มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงเท่ากับ 5.13 ± 1.17 เมกะปาสคาล และ 4.80 ± 0.97 เมกะปาสคาล ตามลำดับ โดยค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึงระหว่างกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์แตกต่างจากกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.051$) อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Han และคณะในปี ค.ศ. 2008¹³ ที่พบว่าการใช้สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนักจะทำให้ซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อ 2186 มีค่าเฉลี่ยความ

ต้านทานแรงดึงมากกว่ากลุ่มที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ร้อยละ 0.5 1 1.5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$)

การทดสอบร้อยละการยึดในการศึกษานี้พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยร้อยละการยึดน้อยที่สุดแตกต่างจากกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) โดยกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยร้อยละการยึดมากที่สุด ซึ่ง Han และคณะในปี ค.ศ. 2008¹³ พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนักจะทำให้ซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อ 2186 มีค่าเฉลี่ยร้อยละการยึดมากขึ้น แตกต่างจากการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) โดย Wang และคณะในปี ค.ศ. 2014²² พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนักในซิลิโคนชนิดผสมสีเองยี่ห้อเอ็มดีเอกซ์ 4-4210 จะมีค่าเฉลี่ยร้อยละการยึดมากขึ้น แตกต่างจากกลุ่มที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่ในการศึกษานี้กลับพบว่าการใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ให้ค่าเฉลี่ยร้อยละการยึดแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ทั้งนี้ในการศึกษานี้พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะทำให้ค่าความต้านทานแรงดึงและร้อยละการยึดมีแนวโน้มสูงขึ้น แม้ว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะแตกต่างจากกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะช่วยเพิ่มความต้านทานแรงดึงและร้อยละการยึดได้จากการที่อนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์สร้างพันธะไฮโดรเจนกับสายพอลิไดเมทิลซิลอกเซน (Polydimethyl siloxane) แบบเชื่อมขวาง (Cross-link) ที่มีความแข็งแรง ซึ่งอนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์และสายพอลิเมอร์ที่เกิดการเชื่อมขวางจะมีโครงสร้างโมเลกุลที่มีลักษณะม้วนขดไปมาและบิดเป็นเกลียวช่วยต้านทานการแตกหักของพันธะเมื่อได้รับแรงดึง จึงเป็นผลให้ซิลิโคนที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าความต้านทานแรงดึงและร้อยละการยึดเพิ่มขึ้น²³

การทดสอบความต้านทานการฉีกขาดในการศึกษานี้พบว่ากลุ่มซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาดน้อยที่สุดแตกต่างจากกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทาง

สถิติ ($p < 0.001$) โดยกลุ่มซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการฉีกขาดมากที่สุด แต่เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มซิลิโคนที่ใส่และไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ กลับพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Wang และคณะ ในปี ค.ศ. 2014²² พบว่าการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 โดยน้ำหนัก ทำให้ซิลิโคนชนิดผสมสีเองมีค่าเฉลี่ยของ 4-4210 มีความต้านทานการฉีกขาดสูงกว่ากลุ่มที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ แต่แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) อย่างไรก็ตามสารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะช่วยกระจายพลังงานความเครียด (Strain energy) ที่จุดเริ่มขาดในขณะที่วัสดุเริ่มฉีกขาด เมื่อการฉีกขาดเพิ่มขึ้นจะเป็นผลให้อนุภาคนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์กระจายพลังงานไปยังพอลิเมอร์แมทริกซ์ ทำให้ต้องใช้แรงมากขึ้นในการทำวัสดุฉีกขาด²⁴ ดังนั้นการใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จึงช่วยส่งเสริมให้ซิลิโคนมีความต้านทานการฉีกขาดสูง ซึ่งซิลิโคนที่ใช้ทำสิ่งประดิษฐ์เทียมใบหน้าและขากรรไกรควรจะมีคุณสมบัติความต้านทานการฉีกขาดสูง เพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีความบางบริเวณขอบให้แนบสนิทและเรียบกลืนไปกับผิวหนังของผู้ป่วย²⁵ ทั้งนี้การที่วัสดุมีความต้านทานการฉีกขาดสูงยังช่วยให้บริเวณขอบที่มีความบางของชิ้นงานมีโอกาสฉีกขาดน้อยลง จึงช่วยให้ชิ้นงานมีอายุการใช้งานยาวนานขึ้น

ปัจจุบันการทำสิ่งประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกรนิยมใช้ซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่สามารถผสมสีให้เหมือนสีผิวของผู้ป่วยได้ แม้ว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเองจะมีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาดสูง แต่มีขั้นตอนการผสมยุ่งยาก มีเวลาในการแข็งตัวนาน และมีการเสื่อมสภาพของสีเร็ว จึงมีการพัฒนาซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปที่สามารถนำมาใช้งานง่าย แข็งตัวเร็ว และมีการคงสภาพสีที่ดี แต่มีสีให้เลือกใช้จำกัด และมีคุณสมบัติทางกายภาพด้อยกว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเอง อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้เป็นการศึกษาเปรียบเทียบวัสดุเพียงยี่ห้อเดียวของซิลิโคนชนิดผสมสีเองและซิลิโคนชนิดสำเร็จรูป จึงควรมีการศึกษาซิลิโคนยี่ห้ออื่นต่อค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด ความต้านทานการฉีกขาด ความแข็งผิว และศึกษาเพิ่มเติมคุณสมบัติทางกายภาพอื่นๆ ที่ยังไม่มีการศึกษา เช่น การดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความสามารถในการเปียก (Wettability) ค่ามอดูลัส (Modulus) และน้ำหนักของวัสดุ (Weight)

บทสรุป

1. ซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์จะมีการเปลี่ยนแปลงสีน้อยกว่าซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ไม่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ในระยะ 300 ชั่วโมงแรก แต่ในระยะยาวจะมีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงสีไม่แตกต่างกัน
2. ซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีการคงสภาพสีดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับซิลิโคนชนิดผสมสีเอง
3. ซิลิโคนชนิดผสมสีเองที่ใส่สารนาโนไทเทเนียมไดออกไซด์ มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาดมากที่สุด
4. ซิลิโคนชนิดสำเร็จรูปมีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดึง ร้อยละการยืด และความต้านทานการฉีกขาดน้อยที่สุด

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้ได้รับการสนับสนุนจาก นายณรงค์ฤทธิ์ หอมดวง เจ้าหน้าที่ศูนย์ทดสอบและมาตรวิทยา สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย และนายพนทศน์ กิตติอรพิงศ์ เจ้าหน้าที่บริษัท ทรัมป์ สเป็คเซียลตี้ ที่ให้การสนับสนุนในการใช้งานเครื่องจำลองปัจจัยสภาวะแวดล้อม (Q-Sun xenon test chamber LX 5050, USA) รวมทั้งให้คำปรึกษาเกี่ยวกับการทดสอบการคงสภาพสีของชิ้นงาน

เอกสารอ้างอิง

1. Kiat-amnuay S, Beerbower M, Powers JM, Paravina RD. Influence of pigments and opacifiers on color stability of silicone maxillofacial elastomer. J Dent 2009;37(1) : 45-50.
2. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. Dent Mater 2010;26(2):185-91.
3. The Academy of Prosthodontics Foundation . The Glossary of Prosthodontic Terms. J prosthet Dent (Internet). 2017[cited 2020 March 1]; 117(5):56. Available from:https://www.Academy of prosthodontics.org/_Library/ap_articles_download/GPT9.pdf
4. Mahajan H, Gupta K. Maxillofacial Prosthetic Materials: A Literature Review. J Orofac Res 2012;2(2):87-90.
5. Barhate A, Gangadhar S, Bhandari A, Joshi A. Materials used in maxillofacial prosthesis : A review. Pravara Med Rev 2015;7(1):5-8.

6. Mohammad SA, Wee AG, Rumsey DJ, Schricker SR. Maxillofacial Materials Reinforced with Various Concentrations of Polyhedral Silsesquioxanes. *J Dent Biomech* 2010;1-6.
7. Mitra A, Choudhary S, Garg H, Jagadeesh HG. Maxillofacial prosthetic materials- an inclination towards silicones. *J Clin and Diagn Res* 2014;8(12):08-13.
8. Lai JH, Wang LL, Ko CC, De Long RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 2002;18(3):281-6.
9. Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry- pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. *J Prosthet Dent* 1995;74(5): 493-8.
10. Lemon JC, Chambers MS, Jacobsen ML, Powers JM. Color stability of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1995; 74(6):613-8.
11. Polyzois GL. Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):447-50.
12. Han Y, Zhao Y, Xie C, Powers JM, Kiat-amnuay S. Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: Effects of nano-oxides as opacifiers. *J Dent* 2010;38(2):100-5.
13. Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent* 2008; 100(6):465-73.
14. Akash RN, Guttal SS. Effect of Incorporation of nano-oxides on color stability of maxillofacial silicone elastomer subjected to outdoor weathering. *J Prosthodont* 2015; 24(7): 569-75.
15. Shakir DA, Abdul - Ameer FM. Effect of nano titanium oxide addition on color stability on two types of maxillofacial silicone materials. *Int J Sci Res* 2017; 6(12): 1796-801.
16. Eltayyar NH, Alshimy AM, Abushelib MN. Evaluation of intrinsic color stability of facial silicone elastomer reinforced with different nanoparticles. *Alex Dent J* 2016; 41(1):50-4.
17. Li R, Yabe S, Yamashita M, Momose S, Yoshida S, Yin S, et al. UV-shielding properties of zinc oxide-doped ceria fine powders derived via soft solution chemical routes. *Mater Chem Phys* 2002;75(1):39-44.
18. Sujaridworakun P. Titanium dioxide photocatalyst and daily life. *J MTEC* 2005;(40):76-9.
19. Allen NS, Edge M, Ortega A, Sandoval G, Liauw CM, Verran J, et al. Degradation and stabilisation of polymers and coatings: nano versus pigmentary titania particles. *Polym Degrad Stabil* 2004;85(3):927-46.
20. Farah A, Sherriff M, Coward T. Color stability of nonpigmented and pigmented maxillofacial silicone elastomer exposed to 3 different environments. *J Prosthet Dent* 2018;120(3):476-82.
21. Beumer J, Reisberg DJ, Marunick MT, Powers JM, Kiat-amnuay S, Oort RV. Rehabilitation of Facial Defects. In: Beumer J, Marunick MT, Esposito S, editors. *Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic and Surgical Considerations*. 3rd ed. Chicago : Quintessence Publishing; 2011. 255-313.
22. Wang L, Liu Q, Jing D, Zhou S, Shao L. Biomechanical properties of nano- TiO₂ addition to a medical silicone elastomer: The effect of artificial ageing. *J Dent* 2014; 42(4):475-83.
23. Radey NS, Al Shimy AM, Ahmed DM. Effect of extraoral aging conditions on mechanical properties of facial silicone elastomer reinforced titanium-oxide nanoparticles (*In vitro* study). *Alex Dent J* 2019;20(10):1-26.
24. Zhu A- J, Sternstein SS. Nonlinear viscoelasticity of nanofilled polymers: interfaces, chain statistics and properties recovery kinetics. *Compos Sci Technol* 2003; 63(8):1113-26.
25. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *Biomaterials* 2003;24(27):5061-6.

ผู้รับผิดชอบบทความ

พิศเพลิน หนาเทพพร

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 043 202 405 #42383

โทรสาร: 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: cptipe@kku.ac.th

Effect of Nano-Titanium Dioxide on the Color Stability and Mechanical Properties of Factor II A-103 Compare with Multisil-Epithetics Maxillofacial Silicone Elastomer

Phayuha T* Chanatapaporn P** Sookto T** Puasiri S***

Abstract

The objectives of this study were to evaluate the effects of nano-titanium dioxide on the color stability of pigmented silicone Factor II A-103 maxillofacial prosthetic elastomers compare with Multisil-Epithetics before and after artificial aging and to evaluate physical properties. Fifty disc-shaped maxillofacial silicone elastomer specimens in each group were fabricated for color stability evaluation. The first group was fabricated from Factor II A-103 with 2% wt nano-titanium dioxide, the second group was fabricated from Factor II A-103 without 2% wt nano-titanium dioxide and the last group was fabricated from Multisil-Epithetics. The first and the second group were colored with intrinsic silicone pigment for the same color like Multisil-Epithetics. Total of 150 specimens were aged in an artificial aging chamber (Q-Sun xenon test chamber LX 5050, USA) for 600 hrs. Color changes (ΔE^*) were calculated based on the recorded CIElab values using spectrophotometer (HunterLab, ColorQuest ® XE, USA) at base line (0 hour) and then every 100 hours up to 600 hours of aging. For the physical properties test 16 dumbbell-shaped and 16 trouser-shaped of each group were fabricated and tested for tensile strength, percentage elongation and tear strength in a universal testing machine. Kruskal-Wallis was performed for analyze the differences among group at 95% confidence level and Friedman's two way ANOVA was used to compare mean ΔE^* value of each group in each time period (100-600 hrs.). For color stability test, Multisil-Epithetics exhibited smallest color changes ($\Delta E^*=3.67$) followed by Factor II A-103 with 2% wt nano-titanium dioxide ($\Delta E^*=10.8$) and Factor II A-103 without 2% wt nano-titanium dioxide ($\Delta E^*=11.03$) respectively. Multisil-Epithetics had statistically significant differences in comparison to the other groups ($p<0.001$). Delta-E values of all groups after 600 hours aging was higher than acceptable threshold ($\Delta E^*=3.3$). For mechanical properties test, Factor II A-103 with 2% wt nano-titanium dioxide demonstrated significantly higher tensile strength, percentage elongation and tear strength than Multisil-Epithetics ($P<0.001$). There was no significant difference of tensile strength, percentage elongation and tear strength between Factor II A-103 with and without 2% wt nano-titanium dioxide. In conclusions, incorporation of nano-titanium dioxide improved the color stability of Factor II A-103 silicone elastomer in 300 hrs. from artificial aging, but did not improve the color stability in the long term and did not improve the physical properties of the material.

Keywords: Color stability/ Tensile strength/ Tear strength/ Percentage elongation/ Nano-titanium dioxide

Corresponding Author

Pitpern Chanatapaporn,
Department of Prosthetic Dentistry,
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,
Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.
Tel.: +66 4 320 2405 # 42383
Fax.: +66 4 320 2862
Email: cptipe@kku.ac.th

* Dental Department, Kranuan Crown Prince Hospital, Amphur Kranuan, Khon Kaen.

** Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

*** Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

ความทึบรังสีเอกซ์ของเรซินซีเมนต์ชนิดใส 9 ผลิตภัณฑ์ และซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์

วิศรุต์ ประวิทย์ธรา* ดุลย์ ศรีอัมพร** อวิรุทธ์ กล้ายศิริ*** นิยม ชำรงก้อนันต์สกุล****

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความทึบรังสีของของเรซินซีเมนต์ชนิดใส 9 ผลิตภัณฑ์กับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ โดยแบ่งกลุ่มทดลองเป็น 10 กลุ่ม ตามชนิดของซีเมนต์ ขึ้นรูปชิ้นทดสอบตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนดเป็นแผ่นวงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตรหนา 1 มิลลิเมตร จำนวน 10 ชิ้นต่อกลุ่ม นำตัวอย่างของแต่ละกลุ่มมาเรียงบนแผ่นเซนเซอร์ร่วมกับลิ้มโลหะอะลูมิเนียมแบบขึ้นบันไดเพื่อเป็นมาตรวัดฉายรังสีเอกซ์เรียบร้อยแล้วทำการวัดค่าความทึบรังสีจากภาพถ่ายด้วยโปรแกรมอิมเมจ จากนั้นหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความทึบรังสีของซีเมนต์แต่ละชนิดเทียบกับค่าความทึบรังสีของลิ้มโลหะอะลูมิเนียมแบบขึ้นบันได และแปลงค่าความทึบรังสีของซีเมนต์ไปเป็นความหนาของโลหะอะลูมิเนียมวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติแบบความแปรปรวนทางเดียว และเปรียบเทียบพหุคูณเชิงซ้อนชนิดทุกคู่ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 จากการศึกษาพบว่าซิงค์ฟอสเฟตมีค่าความทึบรังสีสูงสุดเมื่อเทียบกับซีเมนต์ชนิดใสทั้ง 9 ผลิตภัณฑ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนเรซินซีเมนต์ชนิดใสทั้ง 9 ผลิตภัณฑ์พบว่า เนกซัสเรซินซีเมนต์มีค่าความทึบรังสีสูงสุด ตามด้วยวาลิโอลิงค์เอสเททิกเอลซี ซึ่งแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับวาลิโอลิงค์เอสเททิกคิซี พานาเวียไฟร์ และพานาเวียเอสแอลทิง ขณะที่ไรเอกซ์วีเนียร์ ซึ่งมีความทึบรังสีต่ำสุดแต่แตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับไรเอกซ์อัลทิเมต นอกจากนี้ยังพบว่าซูเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี และเทมบอนด์เคลียร์ ไม่มีความทึบรังสีเลย จึงสรุปได้ว่า ซีเมนต์ทั้ง 10 ผลิตภัณฑ์ มีความทึบรังสีที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์มีค่าความทึบรังสีสูงสุด

คำใบ้: ความทึบรังสี/เรซินซีเมนต์/ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์/รังสีเอกซ์

Received: April 02, 2020

Revised: November 04, 2020

Accepted: November 04, 2020

บทนำ

รังสีเอกซ์มีประโยชน์ในทางทันตกรรมโดยเฉพาะการถ่ายภาพเพื่อการวินิจฉัย เนื่องจากอวัยวะต่าง ๆ ของมนุษย์และวัสดุบูรณะในช่องปาก มีโครงสร้าง ความหนาแน่นของสสาร และธาตุที่เป็นองค์ประกอบที่แตกต่างกัน ทำให้มีสมบัติด้านความทึบรังสี หรือการดูดซับรังสีแตกต่างกันออกไป¹

ปัจจุบันเรซินซีเมนต์เป็นที่นิยมใช้ในการยึดครอบฟัน เนื่องจากคุณสมบัติที่เหนือกว่าซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมที่ก่อตัวด้วยปฏิกิริยากรด-ด่าง² อาทิเช่น การละลายตัวในน้ำ ความแข็งแรงและการสร้างพันธะเคมีกับเนื้อฟัน เป็นต้น นอกจากนี้การพัฒนาเรื่องสีและความใสของเรซินซีเมนต์ ทำให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้เรซินซีเมนต์ชนิดโปร่งแสง (Translucent) ในกรณีที่ต้องบูรณะฟันด้วยวัสดุเซรามิกชนิดโปร่งแสง (Translucent ceramic) และไม่ประสงค์ปกปิดสีของฟันที่ถูกบูรณะ³

เนื่องจากเรซินซีเมนต์มีความทึบของรังสีเอกซ์ที่แตกต่างจากเนื้อฟันและเคลือบฟัน ทำให้ทันตแพทย์สามารถสังเกตเห็นซีเมนต์ได้จากภาพถ่ายรังสี โดยเฉพาะตำแหน่งที่ไม่สามารถเข้าถึงได้ด้วยตาเปล่า หรือด้วยเครื่องมือทั่วไป ซึ่งระดับความทึบรังสีที่เหมาะสม ควรทึบรังสีมากกว่าเนื้อฟันธรรมชาติ¹⁻³

มีหลายการศึกษาเปรียบเทียบความทึบรังสีระหว่างซีเมนต์ชนิดต่าง ๆ ทั้งในกลุ่มเรซินซีเมนต์และซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมที่ก่อตัวด้วยปฏิกิริยากรด-ด่าง ซึ่งพบว่าซีเมนต์ทั้งสองกลุ่มมีความทึบรังสีมากกว่าเนื้อฟัน⁴⁻⁶ และยังพบว่ามีบางผลิตภัณฑ์ที่มีความทึบอยู่ระหว่างผิวเคลือบฟันและเนื้อฟัน⁷

Pekkan และคณะ⁵ รายงานว่าซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินซีเมนต์บางผลิตภัณฑ์เท่านั้นที่มีความทึบรังสีมากกว่าผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันทั้งของฟันมนุษย์และฟันวัว

* นิสิตหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

** ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ วิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต ปทุมธานี

*** สาขาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ปทุมธานี

**** ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

Feitosa และคณะ⁶ รายงานว่า พานาเวียเอฟ (Panavia F) เอ็นฟอร์ซ (Enforce) อีโกลิงค์ (Ecolink) และรีไรเอกซ์ เออาร์ซี (Rely X ARC) มีความทึบรังสีน้อยกว่า มัลติลิงค์ (Multlink) และวาเลียโกลิงค์ทูชนิดโปร่งใส (Variolink® II Transparent) ส่วน Montes และคณะ⁷ ศึกษาความทึบรังสีของเรซินซีเมนต์จำนวน 6 ผลิตภัณฑ์ เทียบกับพื้นธรรมชาติ พบว่ามีเรซินซีเมนต์เพียง 3 ผลิตภัณฑ์เท่านั้น ที่มีความทึบรังสีมากกว่าผิวเคลือบฟันและเนื้อฟัน

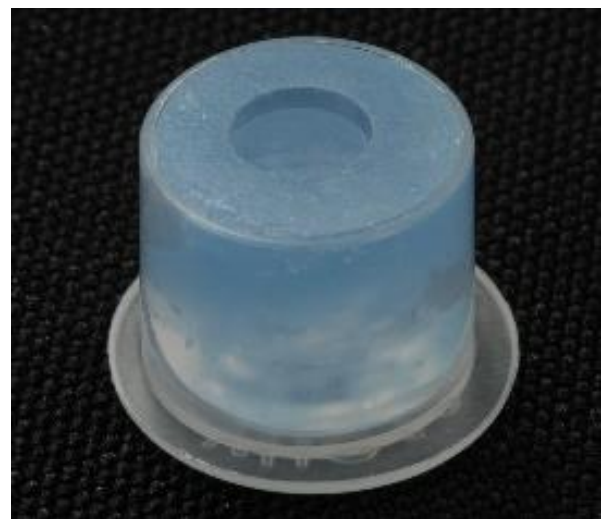
จากการศึกษาที่ผ่านมาสามารถสรุปว่า คุณสมบัติความทึบรังสีเอกซ์ของซีเมนต์เป็นผลมาจากสารประกอบในเนื้อวัสดุ โดยสารที่ประกอบด้วยธาตุที่มีเลขอะตอมสูง (High atomic number) จะมีความทึบรังสีเอกซ์มากกว่าสารที่ประกอบด้วยธาตุที่มีเลขอะตอมต่ำ (Low atomic number) ตัวอย่างสารที่ประกอบด้วยธาตุที่มีเลขอะตอมสูง ได้แก่ อิตเทอร์เบียมฟลูออไรด์ (Ytterbium fluoride, YbF₃) แบเรียมกลาสส์ (Barium glass) และซิงค์ออกไซด์ (Zinc oxide)⁵ เป็นต้น

Furtos และคณะ⁸ ได้ทำการศึกษาผลของเจดส์และปริมาณวัสดุอัดแทรกชนิดอนินทรีย์ (Inorganic filler) กับระดับความทึบรังสีของเรซินซีเมนต์และวัสดุก่อกแกน (Core material) รวม 18 ผลิตภัณฑ์ พบว่าเจดส์ของเรซินซีเมนต์ไม่มีความสัมพันธ์กับระดับความทึบรังสี ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Watts และคณะ⁹ ขณะที่ Taira และคณะ¹⁰ ศึกษาปริมาณของวัสดุอัดแทรกเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (ZrO₂) และซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO₂) กับระดับความทึบรังสีของคอมโพสิต พบว่าปริมาณของวัสดุอัดแทรกชนิดอนินทรีย์ที่มีเลขอะตอมสูงจะแปรผันตรงกับระดับความทึบของรังสีของวัสดุ Wadhvani และคณะ¹¹ ใช้ระบบถ่ายภาพรังสีดิจิทัลแทนระบบฟิล์มหรืออนาล็อก (Analog) แบบเดิม เพื่อศึกษาความทึบรังสีเอกซ์ ของซีเมนต์ 8 ชนิด พบว่าซิงค์ฟอสเฟตมีความทึบรังสีสูงสุดเหมือนกับการศึกษาที่กล่าวมาข้างต้น

แม้ว่าที่ผ่านมาจะมีการเปรียบเทียบความทึบรังสีในกลุ่มเรซินซีเมนต์แล้ว แต่ยังคงขาดการศึกษาเรื่องความทึบรังสีของเรซินซีเมนต์ชนิดใส หรือเรซินซีเมนต์ที่ไม่เติมรงควัตถุ (Pigment) ของผลิตภัณฑ์ต่าง ๆ ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความทึบรังสีของเรซินซีเมนต์ชนิดใส 9 ผลิตภัณฑ์กับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ซีเมนต์ที่ใช้ในการศึกษานี้มีทั้งหมด 10 ผลิตภัณฑ์ ดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งประกอบด้วย ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม 1 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Zinc phosphate cement, SS White, Lakewood, NJ, USA) และเรซินซีเมนต์ชนิดใส 9 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ พานาเวียวีไฟว์ (Panavia V5, Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan) พานาเวียเอสแอลูทิง (Panavia SA luting, Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan) วาเลียโกลิงค์ เอสเทติกดีซี (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) วาเลียโกลิงค์เอสเทติก เอสซี (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) รีไรเอกซ์ อัลทิเมต (Rely X Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) รีไรเอกซ์วีเนียร์ (Rely X Veneer, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ซูเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B, Sun medical, Shiga, Japan) เนกซ์สทรีเรซินซีเมนต์ (Nexus 3, Kerr Corp., Orange, CA, USA) และเทมบอนด์เคลียร์ (Temp-Bond Clear, Kerr Corp., Orange, CA, USA) ทำการขึ้นรูปซีเมนต์แต่ละชนิดในหลุมของแม่แบบซิลิโคนชนิดใสขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร ลึก 1 มิลลิเมตร (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 แม่แบบซิลิโคนชนิดใสที่มีหลุมอยู่ตรงกลาง
Figure 1 Translucent silicone mold with central cavity

ตารางที่ 1 แสดงข้อมูลผลิตภัณฑ์ บริษัทผู้ผลิต และส่วนประกอบของซีเมนต์ที่ใช้ในวิจัย

Table 1 Description of cements, manufacturer and composition used in this study

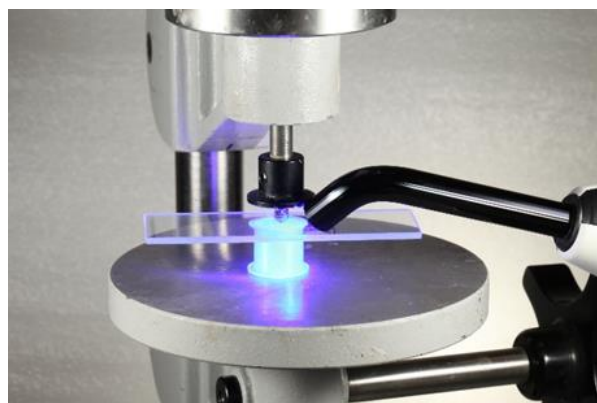
Brands, shade and Batch number	Manufacturer	Composition
Zinc phosphate Cement Tooth Yellow Batch number Powder: 442783 Liquid: 101621-1	SS White, Lakewood, NJ, USA	Powder: Zinc oxide, Magnesium Oxide Liquid: Phosphoric acid, Zinc oxide
Nexus 3 DC Clear Batch number 7120585	Kerr Corp., Orange, CA, USA	Base paste: Barium aluminoborosilicate glass, ytterbium fluoride, ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate, urethane dimethacrylate, triethylene glycol dimethacrylate, hydroxyethylmethacrylate, fumed silica, bisphenol-A diglycidyl methacrylate, Ethyldimethylaminobenzoate Catalyst paste: Hydroxyethylmethacrylate, Peppermint oil, Barium aluminoborosilicate glass, ytterbium fluoride triethylene glycol dimethacrylate, ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate, urethane dimethacrylate, fumed silica, bisphenol-A diglycidyl methacrylate
Variolink Esthetic DC Neutral Batch number X56282	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Base paste: Ytterbium trifluoride, urethane dimethacrylate, 1,10-decandiol dimethacrylate, acetyl-2-thiourea Catalyst paste: Ytterbium trifluoride, urethane dimethacrylate, 1,10-decandiol dimethacrylate, α,α -dimethylbenzyl hydroperoxide
Variolink Esthetic LC Neutral Batch number Y07160	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Ytterbium trifluoride, urethane dimethacrylate, 1,10-decandiol dimethacrylate
Panavia V5 Clear Batch number 4C0022	Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan	Bisphenol A diglycidylmethacrylate (BisGMA), triethylene glycol dimethacrylate (TEGMA), silanated barium glass filler, silanated fluoroaluminosilicate glass filler colloidal silica, surface treated aluminum oxide filler, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, dl-Camphorquinone Initiators, accelerators, pigment
Panavia SA Translucent Batch number 8N0106	Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan	Bisphenol A diglycidylmethacrylate (BisGMA), triethylene glycol dimethacrylate (TEGMA), 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA), sodium fluoride, silanated barium glass filler, silanated colloidal silica, 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MPD), hydrophobic aromatic dimethacrylate, hydrophobic aliphatic dimethacrylate, dl-Camphorquinone, Peroxide, Accelerators, Catalysts, Pigments
Rely X Ultimate Clicker Translucence Batch number 4034627	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Base paste: silane treated glass powder, 2-propenoic acid, 2-methyl-, 1,1'- [1-(hydroxymethyl)-1,2-ethanediyl] ester, reaction products with 2-hydroxy-1,3-propanediyl dimethacrylate and phosphorus oxide triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) silane treated silica, oxide glass chemicals, sodium persulfate, tert-butyl peroxy-3,5,5-trimethylhexanoate, copper (II) acetate monohydrate Catalyst paste: Glass powder, surface modified with 2-propenoic acid, 2-methyl-3-(trimethoxysilyl)propyl ester, substituted dimethacrylate 2,4,6(1H,3H,5H)-Pyrimidinetrione, 5-phenyl-1-(phenylmethyl)-, calcium salt, 1,12-dodecane dimethacrylate, silane treated silica, sodium p-toluenesulfonate, 2-Propenoic acid, 2-methyl-, [(3-methoxypropyl)imino]di-2,1-ethanediyl ester, calcium hydroxide, 2-propenoic acid, 2-methyl-, 2-[(2-hydroxyethyl)(3-methoxypropyl)amino]ethyl ester

ตารางที่ 1 แสดงข้อมูลผลิตภัณฑ์ บริษัทผู้ผลิต และส่วนประกอบของซีเมนต์ที่ใช้ในวิจัย (ต่อ)

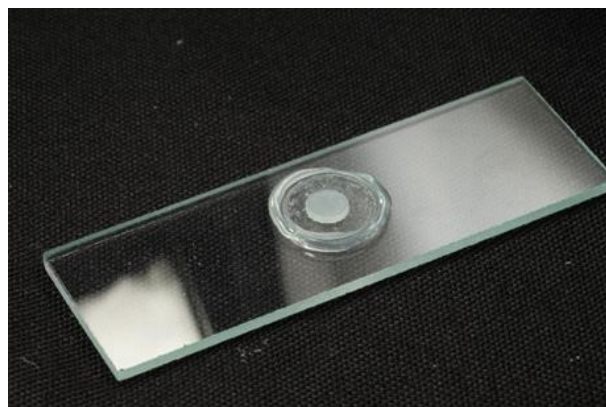
Table 1 Description of cements, manufacturer and composition used in this study (Cont.)

Brands, shade and Batch number	Manufacturer	Composition
Rely X Veneer Translucence Batch number N986641	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Silane treated ceramic, triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) bisphenol a diglycidyl ether dimethacrylate (BISGMA), silane treated silica, reacted polycaprolactone polymer, titanium dioxide, diphenyliodonium hexafluorophosphate, triphenylantimony
Super-Bond C&B Clear Batch number Powder: RW13 Catalyst V: SX13 Liquid monomer: RT11	Sun medical, Shiga, Japan	Powder: Polymethyl Methacrylate (PMMA) Liquid: Methyl Methacrylate (MMA), 4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) Initiator: Tri-n-butyl borane (TBB)
Temp-Bond® Clear™ Clear (Temporary cement: SC) Batch number 6987800	Kerr Corp., Orange, CA, USA	Base paste: Dibutyl phthalate, hydroxyethylmethacrylate, Fumed silica, N-(2-Pyridyl) thiourea, Ethyldimethylaminobenzoate, Triclosan Catalyst paste: Fumed silica mixture, Dibutyl phthalate, Fumed silica

โดยทำการผสมซีเมนต์ตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด จากนั้นบรรจุซีเมนต์ลงในหลุมแม่แบบ หากเป็นเรซินซีเมนต์ ชนิดหลอดคู่ติดกัน (Dual barrel) จะใช้หัวฉีดเกลียวผสมอัตโนมัติ (Auto mixing tip) โดยให้ปลายหัวฉีดเอียงเข้าหาผนังด้านหนึ่งของแม่แบบแล้วค่อยๆ ฉีดซีเมนต์จนเต็มหลุม เพื่อป้องกันการเกิดฟองอากาศในเนื้อวัสดุ กรณีที่เป็นซีเมนต์ที่ต้องผสมด้วยมือให้ทำการผสมบนกระดาษเคลือบมันโดยวางพายผสม (Spatula) ให้แนบไปกับผิวหน้าของแผ่นผสมเพื่อกำจัดฟองอากาศ ส่วนซูเปอร์บอนด์ซีเมนต์บีให้ผสมในภาชนะที่มากับชุดผลิตภัณฑ์ จากนั้นให้บรรจุซีเมนต์ลงในกระบอกฉีดชนิดรูโต (AccuDose High Viscosity, Centrix Inc., Shelton, CT, USA) เพื่อฉีดซีเมนต์ลงในหลุมแม่แบบแล้วปิดทับด้วยแผ่นแก้วสไลด์ที่ผิวหน้าฉาบด้วยวาสลีนบางๆ แล้วกดด้วยน้ำหนักจากแท่งโลหะหนัก 1000 กรัม กดไว้นาน 10 นาที สำหรับกลุ่มที่บ่มตัวเอง (Self curing) กรณีที่เป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสง (Light curing) หรือชนิดบ่มรวม (Dual curing) จะทำการบ่มด้วยเครื่องฉายแสงบลูเฟส (Bluephase® LED curing light, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) รูปแบบความเข้มแสงจากน้อยไปมาก (Soft start mode) ที่ความเข้มเฉลี่ย 1,066 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร (mW/cm^2) โดยให้ปลายท่อนำแสงวางอยู่ใกล้กับชิ้นงาน แล้วฉายนาน 40 วินาทีต่อด้าน (รูปที่ 2) เมื่อฉายครบทั้ง 4 ด้านแล้วนำแท่งกดโลหะออก แล้ววางปลายท่อนำแสงให้แนบกับแผ่นแก้ว และตั้งฉากกับผิวหน้าชิ้นทดสอบ แล้วฉายแสงนาน 40 วินาที ทำการแกะชิ้นทดสอบออกจากแม่พิมพ์ (รูปที่ 3)



รูปที่ 2 การขึ้นรูปและบ่มด้วยแสงของชิ้นทดสอบเรซินซีเมนต์
Figure 2 Fabrication and light activation of resin cement specimen



รูปที่ 3 ซีเมนต์ที่บ่มตัวเองแล้วหลังจากแกะออกจากแม่พิมพ์
Figure 3 Cured cement after removal from silicone mold

ตัดแต่งส่วนเกินโดยรอบด้วยไบมิดฟัดต์เบอร์ 15 โดยเตรียมชิ้นทดสอบ จำนวน 10 ชิ้นต่อหนึ่งผลิตภัณฑ์ ตรวจสอบความหนาของชิ้นทดสอบด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ ระบบดิจิทัล (Digital Vernier caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ทำการขัดส่วนเกินของชิ้นทดสอบด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ เบอร์ความละเอียด 2000 กริต (2000-grit silicon carbide paper; PACE technologies, Tucson, AZ, USA) เป่าเพื่อกำจัดฝุ่นออกจากผิวหน้าด้วยแรงลมจาก ทริปปิเปิ้ลไชรินจ์ โดยความหนาของชิ้นทดสอบที่วัดได้ต้องมีความหนา 1 ± 0.01 มิลลิเมตร จากนั้นส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Stereomicroscope; ML 9300, Meiji Techno Co. Ltd., Saitama, Japan) กำลังขยาย 40 เท่า เพื่อคัดแยกชิ้นทดสอบที่มีรอยร้าวหรือฟองอากาศออกจากกลุ่ม เก็บชิ้นทดสอบในภาชนะที่มีฝาปิด และมีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ใส่ในตู้ควบคุม (Incubator; Contherm 160M, Contherm Scientific Ltd., Korokoro, Lower Hutt, New Zealand) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนทำการทดสอบให้นำชิ้นทดสอบแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 นาที จากนั้นนำออกภาชนะและซับผิวหน้าด้วยกระดาษ

เช็ดเลนส์ (Lens cleaning tissue, Whatman International Ltd., Kent, England) แล้วนำชิ้นทดสอบจากแต่ละผลิตภัณฑ์ ไปวางบนแผ่นเซนเซอร์ (3x4 cm Digora Imaging Plate) เป็น 2 แถวแถวละ 5 ชิ้น โดยให้แต่ละชิ้นห่างกันประมาณ 2 มิลลิเมตร วางลิ้นโลหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันได (Aluminium step wedge) ไว้ข้างเคียง (รูปที่ 4) โดยแท่งโลหะอะลูมิเนียมนี้มีลักษณะเป็นขั้นบันไดทั้งหมด 5 ขั้น ที่ผลิตมาจากโลหะอะลูมิเนียมบริสุทธิ์ร้อยละ 98 (DHEF Inc, Taipei, Taiwan) ซึ่งแต่ละขั้นมีความสูงเพิ่มขึ้น 1 มิลลิเมตร และแต่ละขั้นมีความกว้างและยาวเท่ากับ 4 และ 6 มิลลิเมตร ตามลำดับ (รูปที่ 5) ครอบแผ่นเซนเซอร์ด้วยแท่นอะคริลิกใสที่เจาะรูตรงกลาง ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 54 มิลลิเมตร ความสูง 16 มิลลิเมตร โดยด้านบนของแท่นเป็นรูปกลมมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 66 มิลลิเมตร และหนา 4 มิลลิเมตร ซึ่งสร้างขึ้นเพื่อเป็นที่วางของปลายปากท่อนำรังสี (Beam limiting device) ดังนั้นแท่นอะคริลิกนี้จึงทำหน้าที่กำหนดทั้งระยะห่างและระนาบของปลายปากท่อนำรังสี (รูปที่ 6A) ใส่ปลายท่อนำรังสีเข้ากับแท่นรองรับ (รูป 6B)

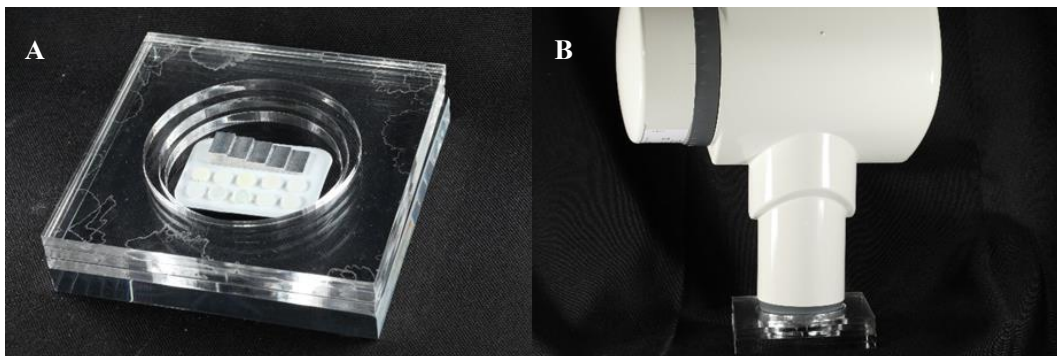


รูปที่ 4 ชิ้นทดสอบและลิ้นโลหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันไดที่วางบนแผ่นเซนเซอร์

Figure 4 Specimens and aluminum step wedge placed on the sensor

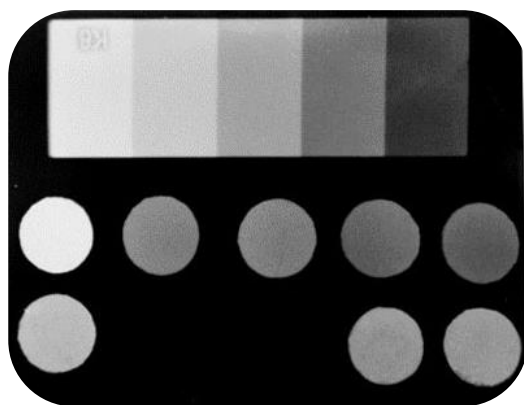


รูปที่ 5 ลิ้นโลหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันได
Figure 5 Aluminum step wedge



รูปที่ 6 แท่นกลวงอะคริลิกใส ที่วางครอบชิ้นทดสอบและลิ้นโลหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันได (A) ปากท่อนำรังสีที่ได้เข้าไปในแท่นรองรับอะคริลิก (B)
Figure 6 Clear acrylic hallow platform which covered the specimens and aluminum step wedge (A) Radiographic tube inserted into supported acrylic platform (B)

จากนั้นฉายรังสีเอกซ์ด้วยเครื่องฉายรังสี (Model Kodak 2200 Intraoral X-Ray System, Carestream Health, Inc. Rochester, NY, USA.) ที่ 60 กิโลโวลต์ 7 มิลลิแอมป์ ด้วยระยะเวลา 0.211 วินาที ที่ระยะห่าง 12 มิลลิเมตร ประมวลผลภาพถ่ายรังสีจากระบบคอมพิวเตอร์แล้วส่งภาพถ่ายรังสีที่ได้ (รูปที่ 7) ไปยังโปรแกรมอิมเมจเจ 1.41 (Image J 1.41, Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)¹² วัดค่าความเทา (Gray value) ในแต่ละชั้นของลึมหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันได โดยวัดค่าความเทาเฉลี่ยจากพื้นที่ที่กำหนดคือ 60 ตารางมิลลิเมตร จากนั้นใช้ค่าเฉลี่ยเป็นตัวแทนค่าความทากรังสีของแต่ละชั้น นำค่าความเทาที่ได้จากภาพถ่ายทั้ง 10 ภาพ มาหาค่าเฉลี่ยแล้วนำมาสร้างเส้นโค้งการสอบเทียบ (Calibration curve) ซึ่งเป็นกราฟมาตรฐานเพื่อหาความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างความเทาและความหนาของโลหะอะลูมิเนียม ซึ่งจะได้สมการหรือเส้นโค้งการสอบเทียบและสมการถดถอย จากนั้นวัดค่าความเทา ในพื้นที่วงกลมอยู่จุดกึ่งกลางของชั้นทดสอบ โดยกำหนดพื้นที่คำนวณคือ 12.5 ตารางมิลลิเมตร แปลงค่าทากรังสีของชั้นทดสอบให้เป็นความหนาของโลหะอะลูมิเนียมโดยใช้สมการจากเส้นโค้งการสอบเทียบ แล้ววิเคราะห์ข้อมูลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปเอสพีเอสเอส เวอร์ชัน 22 (IBM SPSS Statics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY, USA) โดยวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way analysis of variance) และเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุกคู่ (Tukey's multiple comparisons) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95



รูปที่ 7 แสดงภาพถ่ายรังสีของตัวอย่างซีเมนต์จาก 10 กลุ่ม และลึมหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันได

Figure 7 shows digital radiographic image of specimens from 10 groups and aluminum step wedge.

ผล

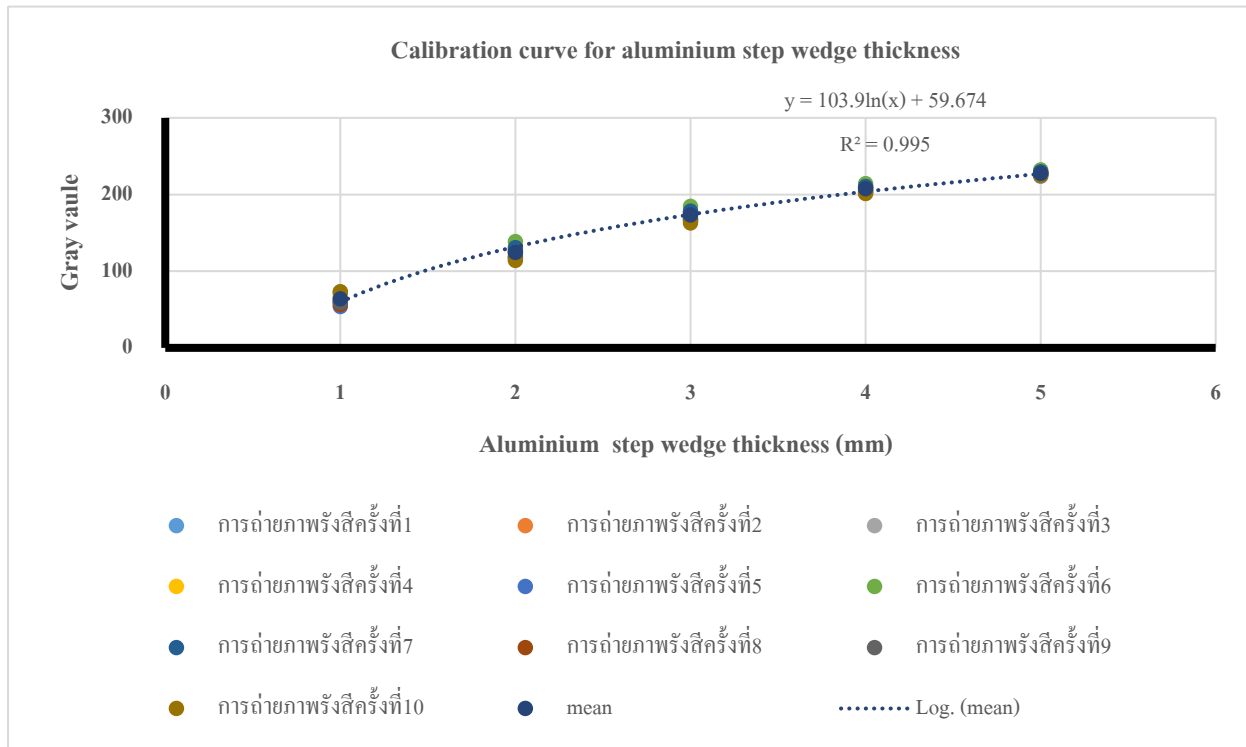
การสร้างเส้นโค้งการสอบเทียบ (Calibration curve)

และสมการถดถอย จากการวัดค่าเฉลี่ยความทากรังสีในแต่ละชั้นของลึมหะอะลูมิเนียมแบบขั้นบันไดสามารถสร้างเป็นเส้นโค้งการสอบเทียบและได้สมการความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างค่าความเทาและความหนาของโลหะอะลูมิเนียม (รูปที่ 8) สมการถดถอยที่ได้คือ

$$Y = 103.9 \ln(x) + 59.674 \text{ หรือ } x = e^{\frac{Y-59.674}{103.9}}$$

ซึ่ง Y คือค่าความเทา และ X คือความหนาของโลหะอะลูมิเนียม (Aluminium thickness value) นำค่าความเทาของซีเมนต์ทั้ง 10 กลุ่ม มาคำนวณ และได้ผลลัพธ์เป็นความหนาของโลหะอะลูมิเนียม (ตารางที่ 2)

เมื่อทำการวิเคราะห์ความหนาของโลหะอะลูมิเนียมด้วยความแปรปรวนของข้อมูลแบบทางเดียว และหาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุกคู่ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์มีความทากรังสีสูงสุดและมีค่ามากกว่าเรซินซีเมนต์ทั้ง 9 ผลลัพธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) เมื่อพิจารณาเฉพาะเรซินซีเมนต์ชนิดใดชนิดหนึ่ง 9 ผลลัพธ์ พบว่าเนกซ์สทรีเรซินซีเมนต์ มีความทากรังสีสูงสุด อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ขณะที่เรซินซีเมนต์ 4 ผลลัพธ์ ที่มีความทากรังสีรองลงมาคือ วาไลโอลิงค์เอสเทททิคดีซี วาไลโอลิงค์เอสเทททิคดีแอลซี ฟานาเวียไวไฟว์ และฟานาเวียเอสเอสอูทิง ซึ่งทั้ง 4 ผลลัพธ์นี้แสดงค่าความทากรังสีแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ส่วนเรซินซีเมนต์ที่มีความทากรังสีต่ำสุดที่สามารถเทียบเป็นความหนาของโลหะอะลูมิเนียมได้คือ รีโรเอกซ์อัลทิเมต และรีโรเอกซ์วีเนียร์ ซึ่งซีเมนต์ทั้ง 2 ผลลัพธ์นี้มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) นอกจากนี้ยังพบว่า ซูเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี และเทมบอนด์เคลียร์ ไม่มีความทากรังสีเอกซ์ (Radiolucent)



รูปที่ 8 เส้นโค้งการสอบเทียบและสมการความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างความเทา (แกนตั้ง) และความหนาของโลหะอะลูมิเนียม (แกนนอน) ในหน่วยมิลลิเมตร

Figure 8 Calibration curve and linear equation related between the gray value (Vertical axis) and aluminium thickness value (Horizontal axis) in millimeter

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของระดับค่าสีเทา (Gray value scale) และ ค่าความหนาอะลูมิเนียม (Aluminium thickness value) ในวัสดุที่ใช้ทดสอบ

Table 2 Means and standard deviations (SD) of gray value and aluminium step wedge thickness of the tested materials.

Brands	Gray value (Mean±SD)	Aluminium thickness value (Mean±SD) [#]
Zinc phosphate Cement	236.046 ± 3.660	5.429±0.141 ^A
Nexus 3	192.416±7.175	3.595±0.250 ^B
Variolink Esthetic DC	152.749±6.222	2.4529±0.148 ^C
Variolink Esthetic DC	148.474±10.598	2.360±0.234 ^C
Panavia V5	143.650±11.850	2.256±0.257 ^C
Panavia SA	135.680±8.804	2.084±0.177 ^C
Rely X Ultimate	99.948±10.540	1.4795±0.150 ^D
Rely X Veneer	93.12±12.929	1.3886±0.182 ^D
Super-Bond C&B	Nd*	Nd*
Temp-Bond Clear	Nd*	Nd*

Nd* ไม่สามารถตรวจวัดค่าได้

Nd* Non-detectable

ตัวอักษรเหมือนกัน หมายถึงมีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญเชิงสถิติที่ระดับนัยสำคัญ $p>0.05$

The same letters in the column indicate no statistically significant difference at $p>0.05$

บทวิจารณ์

ผลจากการทดลองพบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดใสทั้ง 9 ผลิตภัณฑ์มีความทึบรังสีเอกซ์ที่แตกต่างกัน และมีความทึบรังสีเอกซ์ไม่เท่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์คือเรซินซีเมนต์ชนิดใสทั้ง 9 ผลิตภัณฑ์ มีความทึบรังสีเอกซ์แตกต่างจากซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ไอเอสโอ 4049/ 2019 (ISO 4049: 2019 Dentistry-Polymer-based restorative materials) เป็นมาตรฐานที่ว่าด้วยเรื่องวัสดุบูรณะทางทันตกรรมที่มีพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบพื้นฐาน กำหนดไว้ว่าวัสดุที่ใช้ในช่องปากต้องมีความทึบต่อรังสีเอกซ์ และควรมีความทึบรังสีเท่ากับโลหะอะลูมิเนียมที่ระดับความหนาเดียวกัน แต่ Gu และคณะ¹³ เสนอไว้ว่าวัสดุทันตกรรมควรมีระดับความทึบรังสีเอกซ์อย่างน้อยที่สุดเท่ากับค่าความทึบรังสีของโลหะอะลูมิเนียมที่หนา 1 มิลลิเมตร Pekkan และคณะ⁵ รายงานว่าเนื้อฟันและผิวเคลือบฟันที่หนา 1 มิลลิเมตร มีระดับความทึบรังสีเอกซ์เท่ากับค่าความหนาของโลหะอะลูมิเนียมที่ 1 และ 2 มิลลิเมตรตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษา^{4,14,15} โดยการศึกษาครั้งนี้พบว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ มีความทึบรังสีมากที่สุดซึ่งให้ผลเช่นเดียวกับหลายการศึกษาที่ผ่านมา^{4,5,16-18,21} ถึงแม้ว่าซีเมนต์ชนิดนี้จะให้ค่าความทึบรังสีสูงสุด และทำให้ทันตแพทย์สังเกตเห็นซีเมนต์ส่วนเกินจากภาพถ่ายรังสีได้ชัดเจน แต่ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ก็มีข้อจำกัดในด้านความสวยงาม เมื่อใช้กับชิ้นงานชนิดที่เป็นกระเบื้องล้วน เพราะซีเมนต์ชนิดนี้มีความทึบแสงมากเมื่อใช้กับชิ้นงานที่บางและใสจะทำให้สีของชิ้นงานมีค่าความสว่างมากและทึบ นอกจากนี้ยังมีค่าการละลายตัวในน้ำสูง อีกทั้งไม่สามารถพ่นกรอยวิการ (Defect) ที่ผิวด้านในของชิ้นงานได้เหมือนเรซินซีเมนต์

จากการศึกษานี้ใช้เรซินซีเมนต์ชนิดโปร่งแสง เนื่องจากหลังขั้นตอนการยึดซีเมนต์กลุ่มดังกล่าวในช่องปากผู้ป่วย ทำให้ทันตแพทย์ตรวจสอบซีเมนต์ส่วนเกินด้วยตาเปล่าได้ยาก ดังนั้นการใช้ถ่ายภาพรังสีเป็นวิธีหนึ่งในการตรวจหาซีเมนต์ส่วนเกินและชั้นซีเมนต์ที่อยู่ใต้ชิ้นงาน แต่การใช้ภาพถ่ายรังสีอาจเกิดปัญหาได้ เช่น หากระดับความทึบรังสีของซีเมนต์ที่ใช้ยึดชิ้นงานบนพื้นหลักมีค่าน้อยกว่าเนื้อฟันอาจส่งผลเสียต่อการแปลผลจากภาพถ่ายรังสี เพราะมักทำให้เกิดการแปลผลผิดว่าระดับความทึบของซีเมนต์ที่มีค่าน้อยกว่าเนื้อฟันนั้นเป็นการพ่น (Secondary caries) ได้วัสดุบูรณะ และกรณีที่ใช้เรซิน

ซีเมนต์ชนิดโปร่งแสงบางผลิตภัณฑ์ อาจไม่สามารถตรวจหาซีเมนต์ส่วนเกินได้เหงือกได้

กรณีที่วัสดุนี้มีระดับความทึบรังสีที่แตกต่างจากโครงสร้างของฟันธรรมชาติอย่างมากที่สุดก็ยังมีทั้งข้อดีและข้อเสีย กล่าวคือ หากเป็นซีเมนต์ส่วนเกินที่ตกค้างอยู่ใต้ร่องเหงือก การที่รังสีมากเป็นผลดีที่ทำให้สังเกตเห็นได้ง่าย แต่ในกรณีที่เนื้อฟันของซีเมนต์ที่ติดระหว่างชิ้นงานกับเนื้อฟันมีความทึบรังสีที่แตกต่างกันมาก ๆ อาจทำให้เกิดการแปลผลภาพรังสีผิดไปได้เช่นกัน เพราะเกิดจากผลของแถบมืด (Mach band effect) ซึ่งเป็นภาพลวงตาที่ดังชื่อตามนักฟิสิกส์แอมสแตร์ (Ernst Mach)¹⁹ นั่นคือเกิดภาพลวงตาที่บริเวณรอยต่อ ซึ่งจากภาพถ่ายรังสี เนื้อฟันมีความมืดเมื่อเทียบกับซีเมนต์ที่มีความสว่าง โดยระหว่างรอยต่อส่วนที่มีมืดยิ่งขึ้นผิดความจริง ขณะที่ส่วนที่สว่างก็จะสว่างยิ่งขึ้นเกินความจริง ดังนั้นอาจทำให้แปลผลผิดว่ามีการพ่นได้แถบของซีเมนต์ได้²⁰

ปัจจัยที่มีผลต่อระดับความทึบรังสีของการศึกษาครั้งนี้ได้แก่ ความหนาของชิ้นทดสอบดังนั้นจึงกำหนดความหนาให้เท่ากับ 1 มิลลิเมตรทุก ๆ ชิ้นและมีค่าความคลาดเคลื่อนบวก-ลบ 0.01 มิลลิเมตร และการเก็บรักษาในตู้ควบคุมอุณหภูมิโดยมีความชื้นสัมพัทธ์ ร้อยละ 100 เพื่อป้องกันชิ้นงานเกิดรอยร้าว นอกจากนี้ไม่แช่ชิ้นงานในน้ำไว้ 24 ชั่วโมงเพราะจากการศึกษาของ Junqueira และคณะ²¹ พบว่าซีเมนต์ที่แช่น้ำทิ้งไว้ช่วงระยะเวลาหนึ่งและการทำการเร่งอายุโดยวิธีเทอร์โมไซเคิล (Thermocycling) ส่งผลให้ความทึบรังสีมีค่าลดลง ซึ่งเป็นผลมาจากการละลายตัวและการเสื่อมสลายของวัสดุตนเอง การแช่น้ำหลายชั่วโมงยังมีผลต่อกลุ่มซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์เพราะเกิดการละลายตัวอาจส่งผลให้ความหนาแน่นและความหนาของชิ้นงานเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจึงเลือกใช้วิธีการแช่น้ำเพียง 5 นาทีก่อนทำการทดสอบระยะทางและมุมของท่อนำรังสี ที่ทำกับชิ้นทดสอบ ซึ่งการศึกษานี้ได้ใช้แทนพลาสติกกดลงเป็นตัวกำหนดระยะและมุมของท่อนำรังสี นอกจากนี้การใช้ระบบดิจิทัลมาช่วยแทนการใช้น้ำยาล้างฟิล์มแบบเก่าก็จะช่วยลดความผิดพลาดของระดับความทึบรังสีของการถ่ายภาพแต่ละครั้งได้

นอกจากปัจจัยเหล่านี้แล้ว ปัจจัยควบคุมที่สำคัญในการใช้เทียบแปลผลคือ ลิ้มโลหะอะลูมิเนียมแบบขึ้นบันได หรือเพนิโตรมิเตอร์ (Penetrometer) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ทำมาจากโลหะอะลูมิเนียมที่มีลักษณะเป็นรูปลิ้มขึ้นบันได โดยแต่ละ

ขึ้นจะมีความสูงที่เพิ่มอย่างสม่ำเสมอ ดังนั้นเมื่อฉายรังสีเอกซ์ผ่านอุปกรณ์นี้ ภาพถ่ายเอกซ์เรย์ที่ได้จะเรียงระดับตั้งแต่ความเข้มเทาสูงสุด (ค่อนข้างเป็นสีดำ) จนถึงระดับความเข้มเทาน้อยสุด (ค่อนข้างเป็นสีขาว) ซึ่งอุปกรณ์นี้ใช้เป็นเครื่องมือมาตรฐานเพื่อประเมินคุณภาพของเครื่องเอกซ์เรย์ตลอดจนกระบวนการได้มาซึ่งภาพถ่ายรังสี¹ ในการศึกษาครั้งนี้ได้สร้างลิ่มอะลูมิเนียมแบบขั้นบันไดตามมาตรฐานของประกาศกระทรวงอุตสาหกรรม ฉบับที่ 4740 (พ.ศ. 2558) โดยทำด้วยโลหะผสมที่มีอะลูมิเนียมอย่างน้อยร้อยละ 98 มีปริมาณทองแดงไม่เกินร้อยละ 0.1 และปริมาณเหล็กไม่เกินร้อยละ 1

วัสดุทึบรังสีในทางทันตกรรม มักในรูปสารประกอบ เช่น ไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO₂) สตรอนเทียมคาร์บอเนต (SrCO₃) อิตเรียมฟลูออไรด์ (YF₃) เซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (ZrO₂) แบเรียมซัลเฟต (BaSO₄) บิสมาทออกไซด์ (Bi₂O₃) และอิตเทอร์เบียมฟลูออไรด์ (YbF₃)²² เนื่องจากจากมีความเสถียรสูง ปลอดภัย และมีความทึบรังสีไม่มากทำให้สามารถปรับระดับความทึบรังสีได้จากปริมาณของสารประกอบที่ใส่ในซีเมนต์ นอกจากระดับความทึบรังสีจะขึ้นกับเลขอะตอมที่สูงแล้ว ขนาด และความหนาแน่นของปริมาณของสารทึบรังสีในส่วนประกอบของซีเมนต์ก็เป็นปัจจัยสำคัญที่เพิ่มความทึบรังสีได้ด้วย²³⁻²⁵

จากผลการวิจัยพบว่าเรซินซีเมนต์ในกลุ่มเนกซ์สทรีเรซินซีเมนต์ มีค่าความทึบรังสีสูงที่สุดในกลุ่มเรซินซีเมนต์ด้วยกัน เนื่องมาจากการมีส่วนประกอบของสารทึบรังสีสองชนิดคือ แบเรียมอะลูมิเนียมโบโรซิลิเกตกลาสส์ (Barium aluminoborosilicate glass) ร้อยละ 30 ถึง 60 และอิตเทอร์เบียมฟลูออไรด์ ร้อยละ 10 ถึง 30 เมื่อเทียบกับกลุ่มเรซินซีเมนต์อื่นซึ่งมีสารทึบรังสีเพียงอย่างเดียวอย่างใดอย่างหนึ่ง เช่น วาลิโอลิงค์เอสเททิกดีซี และแอลซี มีเพียงอิตเทอร์เบียมฟลูออไรด์ ในขณะที่พานาเวียไวไฟว์ และ พานาเวียเอสแอลูทิงมีแบเรียมกลาสส์ ส่วนรีโรเอกซ์วีเนียร์ มีไททาเนียมไดออกไซด์ (Titanium dioxide) และรีโรเอกซ์อัลทิเมต มีอนุภาคของแก้ว (Glass powder) เป็นวัสดุอุดแทรกชนิดอนินทรีย์ ที่บริษัทผู้ผลิตไม่ได้เปิดเผยว่าเป็นแก้วประเภทใด ซึ่งมีเลขอะตอมที่น้อยกว่าสารทึบรังสีตัวอื่นๆ โดยการศึกษานี้สอดคล้องกับการวิจัยของ Hosney และคณะ¹⁵ ซึ่งพบว่า ค่าความทึบรังสีไม่ได้มีความสัมพันธ์กับความโปร่งแสงและสีของเรซินซีเมนต์ แต่ค่าความทึบรังสีสัมพันธ์กับชนิดของสารทึบรังสีที่อยู่ในเรซินซีเมนต์

ส่วนซูเปอร์บอนซีแอนด์บีและเทมบอนด์เคลียร์นั้นไม่พบความทึบรังสีเอกซ์ ซึ่งเป็นเพราะซูเปอร์บอนซีแอนด์บีเป็นซีเมนต์ที่ไม่มีวัสดุอุดแทรกเป็นส่วนประกอบอยู่เลย ขณะที่เทมบอนด์เคลียร์มีวัสดุอุดแทรกคือซิลิกาฟุ้ง (Silica fume) ที่มีซิลิกอนซึ่งเป็นธาตุที่มีเลขอะตอมต่ำ เมื่อเทียบกับวัสดุทึบแสงชนิดอื่น ๆ จึงทำให้ไม่ทึบรังสี^{10,26}

บทสรุป

ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์มีค่าความทึบรังสีสูงที่สุดในบรรดาซีเมนต์ทั้ง 10 ผลิตภัณฑ์ ในขณะที่เรซินซีเมนต์ชนิดใสทั้ง 9 ผลิตภัณฑ์ มีสมบัติความทึบรังสีแตกต่างกันไป ตั้งแต่ไม่ทึบรังสีจนถึงระดับความทึบรังสีเท่ากับอะลูมิเนียมขั้นที่ 4 โดยพบว่าเนกซ์สทรีเรซินซีเมนต์ มีค่าความทึบรังสีมากที่สุด ขณะที่ซูเปอร์บอนซีแอนด์บี และเทมบอนด์เคลียร์ ไม่พบความทึบรังสี

เอกสารอ้างอิง

1. White SC, Pharoah M, editors. Oral Radiology: Principles and Interpretation. 7thed. St. Louis: Elsevier, 2014:131-52.
2. Braga RR, Mitra SB In: Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials.13thed. Philadelphia, Elsevier, 2012:327-44.
3. Bayindir F, Koseoglu M. The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucent monolithic zirconia. J Prosthet Dent 2020;123(1):149-54.
4. Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, et al. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. Clin Oral Investig 2006;10(2):114-8.
5. Pekkan G, Özcan M. Radiopacity of different resin-based and conventional luting cements compared to human and bovine teeth. Dent Mater J 2012;31(1):68-75.
6. Feitosa FA, Oliveira M, Rodrigues JA, Cassoni A, Reis AF. Comparison of the radiodensity of luting materials. Rev Odontol UNESP 2011; 40(6): 285-9.

7. Montes-Fariza R, Monterde-Hernández M, Cabanillas-Casabella C, Pallares-Sabater A. Comparative study of the radiopacity of resin cements used in aesthetic dentistry. *J Adv Prosthodont* 2016;8(3):201-6.
8. Furtos G, Baldea B, Silaghi-Dumitrescu L, Moldovan M, Prejmerean C, Nica L. Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements. *Dent Mater J* 2012;31(2):266-72.
9. Watts DC. Radiopacity versus composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 1987; 15(1):38-43.
10. Taira M, Toyooka H, Miyawaki H, Yamaki M. Studies on radiopaque composites containing ZrO₂-SiO₂ fillers prepared by the sol-gel process. *Dent Mater* 1993; 9(3):167-71.
11. Wadhwani C, Hess T, Faber T, Piñeyro A, Chen CSK. A descriptive study of the radio-graphic density of implant restorative cements. *J Prosthet Dent* 2010; 103(5):295-302.
12. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri, KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods* 2012;9(7):671-5.
13. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater* 2006;22(8):765-70.
14. Williams JA, Billington, RW. A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *J Oral Rehabil* 1987;14(3):267-9.
15. Hosney S, Abouelseoud HK, El-Mowafy O. Radiopacity of resin cements using digital radiography. *J Esthet Restor Dent* 2017;29(3):215-21.
16. Reis JM, Jorge EG, Ribeiro JG, Pinelli LA, Rached FO, Filho MT. Radiopacity evaluation of contemporary luting cements by digitization of images. *ISRN Dent* 2012;2012:704246. Epub 2012 Sep 13.
17. Matsumura H, Sueyoshi M, Tanaka T, Atsuta M. Radiopacity of dental cements. *Am J Dent* 1993;6(1): 43-5.
18. Tsuge T. Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *J Oral Sci* 2009;51(2):223-30.
19. Nielsen CJ. Effect of scenario and experience on interpretation of mach bands. *J Endod* 2001;27(11): 687-91.
20. Berry HMJ. Cervical burnout and Mach band: two shadows of doubt in radiologic interpretation of carious lesions. *J Am Dent Assoc* 1983;106(5):622-25.
21. Junqueira R, Carvalho R, Yamamoto F, Almeida S, Verner F. Evaluation of radiopacity of luting cements submitted to different aging procedures. *J Prosthodont* 2018;27(9):853-59.
22. Collares FM, Ogliari FA, Lima GS, Fontanella VR, Piva E, Samuel SM. Ytterbium trifluoride as a radiopaque agent for dental cements. *Int Endod J* 2010;43(9):792-7.
23. Toyooka H, Taira M, Wakasa K, Yamaki M, Fujita M, Wada T. Radiopacity of 12 visible-light cured dental composite resins. *J Oral Rehabil* 1993;20(6):615-22.
24. Bowen RL, Cleek GW. X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *J Dent Res* 1969;48(1):79-82.
25. Bowen RL, Cleek GW. A new series of X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *J Dent Res* 1972;51(1):177-82.
26. Ergücü Z, Türkün LS, Onem E, Güneri P. Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Oper Dent* 2010;35(4):436-40.

ผู้รับผิดชอบบทความ

วิศรุตม์ ประวิติวัชร

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพฯ

โทรศัพท์: 02 218 8532-34

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: icesk125@gmail.com

Radiopacity of 9 Clear Resin Cements and Zinc Phosphate Cement

Prawatvatchara W* Sriamporn T** Klaisiri A*** Thamrongananskul N****

Abstract

The aim of this study was to compare radiopacity value of 9 clear resin cements and zinc phosphate cement. Ten group of specimens were divided by commercial brand. Disc specimens (diameter: 6 mm and thickness: 1 mm) were fabricated by manufacturer's instruction ($n=10$). The samples and aluminum step wedge used as standard for radiologic analysis were placed on X-ray sensor. They were digitally radiographed together and the digital radiographic images were then analyzed with ImageJ program. The relationship between the gray value for each specimen and the aluminium step wedge thickness were plotted and transferred. The data were analyzed by One-way ANOVA and Tukey's post-hoc test at $p<0.05$. Zinc phosphate cement showed the highest radiopacity value among 10 dental cement groups. For the resin cements, Nexus 3 demonstrated the highest radiopacity value followed by Variolink® Esthetic LC which was no statistically significant difference to Variolink® Esthetic DC, Panavia V5 and Panavia SA luting. Moreover, Rely™ X Veneer was the lowest radiopacity value but it was no statistically significant difference to Rely™ X Ultimate Clicker. However, Superbond C&B and Temp-Bond Clear showed radiolucent. In conclusion, there were statistically significant among 10 groups of cement in which zinc phosphate cement showed the highest radiopacity value.

Keywords: Radiopacity/ Resin cement/ Zinc phosphate cement/ X-ray

Corresponding Author

Wisarat Prawatvatchara

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University,

Pathumwan Bangkok 10330

Tel.: +66 2 218 8532-34

E-mail: icesk125@gmail.com

* Doctoral student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok.

** Department of Prosthodontics, College of Dental Medicine, Rangsit University, Pathumthani.

*** Division of Operative Dentistry, Thammasat University, Pathumthani.

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

การทดสอบความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทยของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ในห้องปฏิบัติการ

เฉลิมศักดิ์ สมศรีสมาน* จันทรีธิดา ภาณุตานนท์ ฌ มหาวรรณ* ณัฐพงษ์ กันตรัง*
สิริภา คำทวี** ณัฐพงษ์ ปานนาค*** ชลญา สุขนิยม**** ปัทมา ชัยเลิศวิมลกุล*

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทยในความเข้มข้น และระยะเวลาที่ต่างกันด้วยวิธีเพอร์โตบรู โดยใช้เซลล์เอ็นอีคปริทันต์แช่แข็งที่ได้จากฟันกรามน้อยมนุษย์ที่ถอนเพื่อการจัดฟัน ทดสอบความมีชีวิตของเซลล์โดยเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทยในความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร โดยมีกลุ่มควบคุมบวกคือ สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ และกลุ่มควบคุมลบคือ อาหารเลี้ยงเซลล์ที่เอมอีเอ็มปราศจากซีรัม เป็นระยะเวลา 3 6 และ 12 ชั่วโมง ประเมินความมีชีวิตของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ด้วยวิธีเพอร์โตบรู ผลการทดสอบพบว่า ความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทย 2.5 1.25 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ในระยะเวลาการแช่ 3 6 และ 12 ชั่วโมง ตามลำดับอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงให้เห็นว่าสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทยในความเข้มข้นต่ำลง สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ในระยะเวลาที่นานขึ้น ดังนั้นสารสกัดหยาบพรอพออลิสไทยไม่เป็นพิษต่อเซลล์เอ็นอีคปริทันต์

คำไวยุทธ: เซลล์เอ็นอีคปริทันต์/ สารสกัดหยาบพรอพออลิสไทย/ ความเป็นพิษต่อเซลล์

Received: March 12, 2020

Revised: November 05, 2020

Accepted: December 07, 2020

บทนำ

ฟันหลุดออกจากเบ้าฟัน (Avulsion tooth) เกิดขึ้นได้ทั้งในฟันน้ำนม และฟันแท้ มักพบในเด็กเล็กและวัยรุ่น โดยจะมีการทำลายอวัยวะของฟัน ได้แก่ เซลล์เอ็นอีคปริทันต์ เคลือบรากฟัน กระดูกเบ้าฟัน และอาจมีการฉีกขาดของเนื้อเยื่อเหงือกและเนื้อเยื่อใน¹ ปัจจัยที่สำคัญมากที่สุด คือ การทำลายของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ที่เกิดขึ้นขณะได้รับอุบัติเหตุขณะปลุกฟันกลับคืนเบ้าฟัน² โดยเซลล์เอ็นอีคปริทันต์มีรูปร่างคล้ายกระสวย มีกอลจิคอมเพล็กซ์ (Golgi complex) และเอนโดพลาสมิกเรติคูลัม (Endoplasmic reticulum) เป็นจำนวนมาก และมีโครงร่างเซลล์ที่พัฒนาอย่างดี เซลล์เอ็นอีคปริทันต์มีหน้าที่เป็นเบาะพองฟัน รับรู้การเคลื่อนที่ของฟันในเบ้าฟัน และรักษากายวะสมดุลในการย่อยสลาย และสังเคราะห์สารนอกเซลล์ แต่เมื่อกายวะสมดุลเสียไปจากการทำลายของเอ็นอีคปริทันต์ขึ้นบางส่วนหรือทั้งหมด จะมีกระดูกมาสะสมจนบางครั้งเกิดการอุดตันของช่องเอ็นอีคปริทันต์นำไปสู่การเสื่อมของฟันและกระดูก³ เมื่อฟันหลุดออกจากเบ้าฟันควรรีบนำฟันกลับคืนใส่เบ้าฟันให้เร็วที่สุด⁴ แต่ในบางครั้งก็ไม่สามารถใส่ฟันหลุดออกจากเบ้าฟันได้ในทันที ดังนั้นสาร

ตัวกลางที่ใช้ในการเก็บฟันและระยะเวลาในการแช่ฟันจึงเป็นปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จทางคลินิกในการปลุกฟันกลับคืนเบ้าฟัน⁴⁻⁷ ในการศึกษาปัจจุบันพบว่ามีการใช้สารตัวกลางที่ใช้ในการเก็บแช่ฟันหลายชนิด เช่น สารละลายแอสคอบาลานซ์ซอลด์ (Hank's balanced salt solution) นม น้ำเกลือ น้ำลาย ไข่ขาว สารสกัดชาเขียว สารสกัดพรอพออลิส (Propolis extract)

พรอพออลิสเป็นสารเหนียวคล้ายยางไม้ มีสีเหลืองอ่อนจนถึงน้ำตาลเข้ม ได้มาจากการที่ผึ้งงานเก็บสะสมยางไม้จากใบอ่อน ตาใบ หน่ออ่อน เปลือกไม้ แล้วนำมาผสมด้วยเอนไซม์ในน้ำลายของผึ้ง ผึ้งงานใช้พรอพออลิสในการเคลือบรังเพื่อคงสภาพและเพิ่มความแข็งแรง นำมาอุดลดขนาดรู ใช้เพื่อป้องกันอันตรายจากศัตรู และห่อหุ้มสิ่งมีชีวิตที่ถูกฆ่าภายในรังเพื่อป้องกันของเสียและเชื้อโรคจากการย่อยสลาย

พรอพออลิสมีลักษณะแข็งเปราะเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีอุณหภูมิต่ำ แต่จะเหนียวมากขึ้นเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีอุณหภูมิสูง พรอพออลิสถูกเรียกอีกชื่อว่า กาวผึ้ง (Bee glue) มีสัดส่วนองค์ประกอบขึ้นอยู่กับพื้นที่ของพืชและช่วงเวลาเก็บ ซึ่งมีความแตกต่างในด้านลักษณะภูมิประเทศ และฤดูกาล⁸

* สาขาวิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลผาขาว อำเภอผาขาว จังหวัดเลย

*** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลภูหลวง อำเภอภูหลวง จังหวัดเลย

**** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลมหาสารคาม อำเภอเมือง จังหวัดมหาสารคาม

พรอฟอลิส ประกอบด้วย เรซินร้อยละ 50 ไซฟิงร้อยละ 30 น้ำมันหอมระเหยร้อยละ 10 ละอองเกสรดอกไม้ร้อยละ 5 และสารอื่น ๆ ร้อยละ 5 โดยก่อนการนำพรอฟอลิสมาใช้จะต้องนำพรอฟอลิสดิบมาละลายด้วยเอทานอลร้อยละ 95 เพื่อเปลี่ยนเป็นพรอฟอลิสสกัดจากเอทานอล (Ethanol extract of propolis: EEP) ซึ่งจากการศึกษาพบว่า มนุษย์ได้นำพรอฟอลิสมาใช้เป็นส่วนประกอบในผลิตภัณฑ์ต่าง ๆ ตั้งแต่สมัยโบราณ เช่น นามาสมในยาสีฟัน ไม้ขัดฟัน และอาหารเสริม เนื่องจากพบว่าพรอฟอลิสมีความเป็นพิษเฉียบพลันต่อช่องปากน้อย⁹

พรอฟอลิส มีองค์ประกอบทางเคมีหลักคือ ฟลาโวนอยด์ (Flavonoids) กรดฟีนอลิก (Phenolic acid) และเอสเทอร์ (Ester) และพบสารกลุ่มอื่น เช่น ฟีนอลิกแอลดีไฮด์ (Phenolic aldehyde) และคีโตน (Ketone) มีคุณสมบัติทางเภสัชวิทยาในการช่วยปกป้องตับ ด้านการเกิดเนื้องอก ด้านอนุมูลอิสระ ด้านแบคทีเรีย และด้านการอักเสบ⁹ แต่จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่าความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของสารสกัดหยาบพรอฟอลิสมีความหลากหลาย ขึ้นอยู่กับสถานที่แหล่งเก็บพรอฟอลิสและพบว่าพรอฟอลิสที่มีฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรียสูงมักเป็นพรอฟอลิสที่เก็บจากภูมิประเทศป่าดิบชื้น¹⁰

ในปัจจุบันมีการศึกษาทางทันตกรรมมากมายเกี่ยวกับพรอฟอลิสทั้งที่สกัดจากประเทศต่าง ๆ เช่น บราซิล อินเดีย และพรอฟอลิสจากประเทศไทย โดยการศึกษาที่ผ่านมาเกี่ยวกับความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอฟอลิสไทยต่อเซลล์ และความสามารถในการเป็นตัวกลางแช่ฟันของพรอฟอลิสไทยพบว่าสารสกัดหยาบพรอฟอลิสไทย ความเข้มข้น 10 (ระยะเวลา 6 12 24 และ 72 ชั่วโมง) และ 1 มิลลิกรัมต่อมิลลิเมตร (ระยะเวลา 72 ชั่วโมง) ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์เนื้อเยื่อในด้วยการทดสอบวิธีอะลามาร์บลู (Alamar Blue)¹¹ และพบว่าสารสกัดหยาบพรอฟอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิเมตร เป็นความเข้มข้นที่ไม่เป็นพิษ และมีร้อยละการมีชีวิตของเซลล์เอ็นโดทีลียัลที่มากที่สุด เมื่อศึกษาโดยการนำฟันที่ปลอ่ยในสภาวะแห้งนาน 30 นาที แล้วแช่ในสารสกัดหยาบพรอฟอลิสเป็นระยะเวลา 3 ชั่วโมง และประเมินการมีชีวิตของเซลล์ด้วยวิธีย้อมสีทริปแฟนบลู และนับภายใต้กล้องจุลทรรศน์ ซึ่งสรุปได้ว่าสารสกัดหยาบพรอฟอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิเมตรสามารถคงสภาพการมีชีวิตของเซลล์เอ็นโดทีลียัลได้ดีกว่านม และใกล้เคียงกับสารละลายแอสคอบาลานซ์ซอร์บิต¹²

วิธีการที่นิยมใช้ในการทดสอบการมีชีวิตของเซลล์ พบว่าการทดสอบโดยการตรวจเอทีพี (ATP detection assay)

การทดสอบเรซาซูรินรีดักชัน (Resazurin reduction assay) เป็นวิธีการที่สิ้นเปลืองน้อย และให้ผลที่เพียงพอที่สามารถออกแบบการทดลองได้ดี และพบว่าเพรสโตบลู (PrestoBlue) ซึ่งเป็นหนึ่งในวิธีการทดสอบเรซาซูรินรีดักชัน มีความไวมากกว่าวิธีเอ็มทีที (MTT assay) และยังมีการศึกษาในแบคทีเรียพบว่า เพรสโตบลูเปลี่ยนสีได้เร็วกว่าอะลามาร์บลู และเพรสโตบลูสามารถแสดงความแตกต่างที่ชัดเจนระหว่างเซลล์ที่ตายแล้วและยังมีชีวิตอยู่ได้ดีกว่าวิธีเอกซ์ทีที (XTT assay)¹³⁻¹⁵

ดังนั้นจึงมีความสนใจศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับความเป็นพิษของพรอฟอลิสไทย ในความเข้มข้นต่าง ๆ กัน โดยใช้วิธีการทดลองที่แม่นยำกว่า และแช่ในระยะเวลาที่นานขึ้น โดยใช้วิธีทดสอบการมีชีวิตของเซลล์เอ็นโดทีลียัลปริทันต์ เพื่อนำผลมาใช้ในการศึกษาการนำสารสกัดหยาบพรอฟอลิสไทยมาใช้ในคงสภาพเซลล์เอ็นโดทีลียัลปริทันต์ และพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์สารตัวกลางในการแช่ฟันหลุดออกจากเบ้าต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Laboratory experimental research) ที่ทำการศึกษาในเซลล์เอ็นโดทีลียัลปริทันต์แช่แข็งที่ได้จากฟันกรามน้อยที่ถอนจากผู้ป่วยโดยไม่มีข้อมูลเชื่อมโยงถึงบุคคลที่เป็นเจ้าของ และได้รับการยกเว้นการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (HE612269)

กลุ่มตัวอย่าง เซลล์เอ็นโดทีลียัลปริทันต์แช่แข็งที่ได้จากฟันกรามน้อยที่ถูกถอนจากผู้ป่วยอายุระหว่าง 18 ถึง 20 ปี ที่จำเป็นต้องถอนขึ้นนั้น ๆ ออก เพื่อการจัดฟัน ด้วยวิธีการถอนฟันอย่างง่าย (Simple extraction) โดยฟันซี่นั้นต้องมีสภาพตัวฟันและรากฟันสมบูรณ์ ปลายรากฟันปิด ไม่มีรอยอันตรายจากการบดเคี้ยว (Trauma from occlusion) ไม่มีโรคปริทันต์ระดับปานกลางถึงรุนแรง ไม่มีการสูญเสียระดับการยึดเกาะทางคลินิกของเนื้อเยื่อปริทันต์ตั้งแต่ 3 มิลลิเมตรขึ้นไป และ ไม่เป็นพื้นที่โยกด้วยสาเหตุใด ๆ ก็ตาม

ขั้นตอนการวิจัย

1. การเตรียมเซลล์

1.1 ขั้นตอนการละลายเซลล์แช่แข็ง (Thawing frozen cell) นำเซลล์เอ็นโดทีลียัลปริทันต์รุ่นที่ 3 ที่แช่แข็งไว้ในโตรเจนเหลวออกมาละลายในอ่างน้ำควบคุมอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลาประมาณ 1 นาที นำไปเจือจางด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ที่อุ่นแล้ว ปริมาณ 5 มิลลิเมตร แล้วนำไปปั่นเหวี่ยงด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงสารตกตะกอนที่ความเร็ว

รอบ 1000 รอบต่อนาที เป็นระยะเวลา 5 นาที หลังจากนั้นดูดสารละลายส่วนบนออกไป จนเหลือแต่ตะกอนเซลล์ แล้วจึงผสมอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ให้เข้ากับตะกอนเซลล์ แล้วนำไปเพาะเลี้ยงในจานเพาะเลี้ยงเซลล์ขนาด 60x60 มิลลิเมตร เก็บจานเพาะเลี้ยงไว้ในตู้บ่มควบคุมอัตราการไหลของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 ความชื้นร้อยละ 95 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง จึงเปลี่ยนอาหารเลี้ยงเซลล์ เป็นเวลา 3 วัน จนเซลล์เอนไซม์ปริพันธ์แบ่งตัวมีความหนาแน่นประมาณร้อยละ 80 ของจานเพาะเลี้ยง

1.2 เพาะเลี้ยงขยายเซลล์เอนไซม์ปริพันธ์ (Subculture) ดูดอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 เดิมออก แล้วล้างด้วยสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์ ปริมาณ 5 มิลลิตร แล้วดูดออก หลังจากนั้นเติมเอนไซม์ทริปซิน อีทีทีเอ ความเข้มข้นร้อยละ 0.25 ปริมาณ 1 มิลลิตร เพื่อให้เซลล์หลุดจากหลุมเพาะเลี้ยงเดิม โดยนำไปเก็บไว้ในตู้บ่มควบคุมอัตราการไหลของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 แล้วความชื้นร้อยละ 95 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 5 นาที เติมน้ำอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ลงไปในจานเพาะเลี้ยงเซลล์ปริมาณ 4 มิลลิตร แล้วใช้ปิเปตดูดขึ้นลงเพื่อให้เซลล์กระจายตัวเท่า ๆ กัน จากนั้นดูดใส่หลอดทดลองขนาด 15 มิลลิตร แล้วนำไปนำไปปั่นเหวี่ยงด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงสารตกตะกอน ที่ความเร็วรอบ 1000 รอบต่อนาที เป็นระยะเวลา 5 นาที หลังจากนั้นดูดสารละลายส่วนบนออกจนเหลือแต่ตะกอนเซลล์ แล้วใส่อาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ลงไปในหลอดทดลอง 1 มิลลิตร ใช้ปิเปตดูดขึ้นลงให้เซลล์กระจายตัวเท่า ๆ กัน แล้วทำการนับจำนวนเซลล์เพื่อแบ่งนำไปเพาะเลี้ยงเป็นเซลล์รุ่นที่ 4 เพื่อนำมาใช้ในการทดลอง

2. การเตรียมสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย นำสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1 กรัมต่อมิลลิตร (สกัดได้จากยางเหนียวสีน้ำตาลเข้มจากรังผึ้ง ที่ได้จากจังหวัดหนองคายโดยการสกัดด้วยเอทานอลร้อยละ 95 จำนวน 2 รอบ ไปแช่แข็งที่อุณหภูมิ -20 องศาเซลเซียส และนำไปกรองไขผึ้งจนได้ลักษณะใส แล้วทำการระเหยเอทานอลออก ได้เป็นสารสกัดที่มีลักษณะขุ่นหนืด สีน้ำตาลเข้มเก็บไว้ที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส นำสารสกัดความเข้มข้น 1 กรัมต่อมิลลิตร มาละลายในสารละลายดี ฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์ แล้วนำส่วนน้ำที่ได้มาละลายในอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็ม

ปราศจากซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ให้ได้สารสกัดความเข้มข้น 100 มิลลิกรัมต่อมิลลิเมตร เป็นสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้นเริ่มต้น ก่อนจะนำไปละลายให้ได้ความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิตร เพื่อใช้ในการทดลอง

3. การเตรียมสารละลายเพรสโตบลู ละลายเพรสโตบลูจากความเข้มข้น 10 เท่า (10X) ด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มปราศจากซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ให้ได้เข้มข้น 1 เท่า (1X) เพื่อใช้ในการทดสอบวัดค่าการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์

4. การทดลอง หว่านเซลล์เอนไซม์ปริพันธ์ลงในไมโครเพลท 96 หลุม เป็นจำนวน 63 หลุม ให้แต่ละหลุมมีเซลล์ประมาณ 1×10^4 เซลล์ต่ออาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ปริมาตร 100 ไมโครลิตร เลี้ยงเซลล์ในตู้บ่มควบคุมอัตราการไหลของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 ความชื้นร้อยละ 95 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง แล้วดูดอาหารอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ออก หลังจากนั้นแบ่งเซลล์เอนไซม์ปริพันธ์ ออกเป็น 7 กลุ่ม ในแต่ละกลุ่มจะมีเซลล์เอนไซม์ปริพันธ์ทั้งหมด 9 หลุม

กลุ่มทดลองที่ 1: สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิตร ดูดอาหารอาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มที่มีส่วนผสมของซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10 ออกแล้วเติมสารสกัดความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิตร ลงไปในไมโครเพลท 96 หลุม หลุมละ 100 ไมโครลิตร หลุมที่ 1-3 เพื่อใช้ทดสอบการแช่เซลล์ที่ 12 ชั่วโมง เมื่อเวลาผ่านไป 6 ชั่วโมง ให้เติมสารสกัดความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิตร ลงไปในหลุมที่ 4-6 เพื่อใช้ทดสอบการแช่เซลล์ที่ 6 ชั่วโมง เมื่อเวลาผ่านไป 3 ชั่วโมง ให้เติมสารสกัดความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิตร ลงไปในหลุมที่ 7-9 เพื่อใช้ทดสอบการแช่เซลล์ที่ 3 ชั่วโมง แช่เซลล์ทั้ง 9 หลุมไปอีก 3 ชั่วโมง ดูดสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยทั้ง 9 หลุมออก แล้วล้างเซลล์ด้วยสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์ความเข้มข้น 1 เท่า ปริมาตร 100 ไมโครลิตร จำนวน 2 ครั้ง แล้วเติมสารละลายเพรสโตบลูจากความเข้มข้น 1X ที่ได้เตรียมไว้ ลงในหลุมทดลองทุกหลุม หลุมละ 50 ไมโครลิตร เขย่าให้ผสมเป็นเนื้อเดียวกัน เก็บในตู้บ่มควบคุมอัตราการไหลของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 และความชื้นร้อยละ 95 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 90 นาที แล้วนำออกมาวัดค่าการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์ ด้วยเครื่องอ่านปฏิกิริยาบนไมโครเพลท บันทึกค่าฟลูออเรสเซนส์

ที่ความยาวคลื่นในการกระตุ้นพลังงาน (Excitation) เท่ากับ 560 นาโนเมตร และความยาวคลื่นในการปล่อยพลังงาน (Emission) เท่ากับ 590 นาโนเมตร

กลุ่มทดลองที่ 2-5: สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย ความเข้มข้น 0.625 1.25 2.5 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีขั้นตอนเหมือนกลุ่มทดลองที่ 1 แต่เปลี่ยนความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจากความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เป็น 0.625 1.25 2.5 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ

กลุ่มทดลองที่ 6: กลุ่มควบคุมบวก มีขั้นตอนเหมือนกลุ่มทดลองที่ 1 แต่เปลี่ยนความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจากความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เป็นสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ความเข้มข้นร้อยละ 10

กลุ่มทดลองที่ 7: กลุ่มควบคุมลบ มีขั้นตอนเหมือนกลุ่มทดลองที่ 1 แต่เปลี่ยนความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจากความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เป็น อาหารเลี้ยงเซลล์ดีเอ็มอีเอ็มปราศจากซีรัมความเข้มข้นร้อยละ 10

1. ข้อมูลที่ได้จะนำเสนอในรูปแบบสถิติเชิงพรรณนา ด้วยค่ามัธยฐาน (Median) ค่าสูงสุด (Maximum) และค่าต่ำสุด (Minimum)

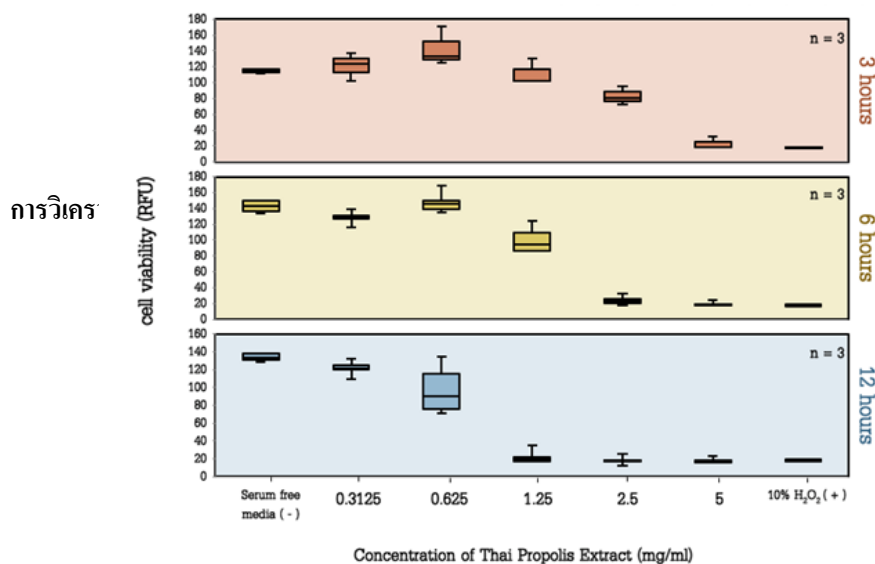
2. นำค่าเฉลี่ยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนซ์ของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์มาทดสอบการแจกแจงของข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk ($n < 50$) และทดสอบความแปรปรวนของข้อมูลด้วย Bartlett's test

เนื่องจากข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติ และมีความแปรปรวนของกลุ่มข้อมูลไม่เท่ากันจึงใช้ Kruskal-Wallis test ในการดูความแตกต่างของกลุ่มข้อมูล และใช้ Dunn's test ในการเปรียบเทียบความแตกต่างในแต่ละกลุ่มทดลอง

ทำการทดสอบสถิติทั้งหมดที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($p=0.05$) โดยใช้โปรแกรม STATA 12.0 ในการคำนวณทั้งหมด

ผล

จากผลการทดสอบความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยที่สามารถลดความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์เมื่อแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้นต่าง ๆ ในช่วงระยะเวลา 3 ชั่วโมง 6 ชั่วโมง และ 12 ชั่วโมงมีค่ามัธยฐาน การต่ำสุด และค่าสูงสุดของการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์ (รูปที่ 1 และตารางที่ 1)



รูปที่ 1 ความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสต่อความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่แช่ในความเข้มข้นแตกต่างกันที่ระยะเวลา 3, 6 และ 12 ชั่วโมง กราฟรูปกล่องแสดงค่าพิสัยของหน่วยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์สัมพันธ์ที่ตรวจวัดได้ เส้นความคลาดเคลื่อนบนและล่างแสดงค่ามากที่สุดและค่าที่น้อยที่สุดที่วัดได้ ตามลำดับ

Figure 1 Cytotoxic effect of Thai propolis extract on the viability of periodontal ligament (PDL) cells stored in different concentrations for 3, 6 and 12 hours. Boxplots show median of the detected relative fluorescence unit. Upper and lower error bars indicate the maximal and minimal RFU, respectively.

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ามัธยฐาน ค่าต่ำสุด และค่าสูงสุดของการเรืองแสงฟลูออเรสเซนซ์ของเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ เมื่อแช่เซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้นต่าง ๆ ที่ระยะเวลา 3 6 และ 12 ชั่วโมง

Table 1 Comparison of mean and standard deviation, median, minimum and maximum of PDL cell viability when PDL cells was stored in different concentrations among 3, 6 and 12 hours

Stored period (hours)	Concentration of Thai Propolis Extract (mg/ml)	PDL cell viability (RFU)			
		Mean±SD	Median	Minimum	Maximum
3	Serum free media (negative control)	114.46±2.96	115.73	111.08	116.58
	0.3125	121.14±17.83	123.51	102.25	137.67
	0.625	142.67±24.46	132.86	124.64	170.64
	1.25	111.39±16.12	102.60	101.57	129.99
	2.5	82.96±11.80	80.33	72.69	95.85
	5	23.07±7.31	19.11	18.59	31.50
	hydrogen peroxide solution (positive control)	16.87±0.32	16.71	16.65	17.24
6	Serum free media (negative control)	142.75±13.57	142.79	129.16	156.30
	0.3125	129.75±5.04	126.85	126.82	135.57
	0.625	145.61±12.30	139.63	137.44	159.76
	1.25	94.68±26.08	108.88	64.59	110.58
	2.5	22.72±4.63	23.73	17.67	26.76
	5	17.46±0.36	17.58	17.05	17.74
	hydrogen peroxide solution (positive control)	17.50±1.18	17.21	16.49	18.79
12	Serum free media (negative control)	134.93±7.48	133.21	128.47	143.12
	0.3125	122.42±5.01	121.35	118.04	127.88
	0.625	101.56±41.69	89.99	66.88	174.81
	1.25	19.49±4.62	19.62	14.81	24.05
	2.5	17.08±1.05	16.61	16.35	18.29
	5	16.69±1.10	16.77	15.55	17.75
	hydrogen peroxide solution (positive control)	18.31±2.01	17.49	16.84	20.60

จากผลการทดสอบที่เวลา 3 ชั่วโมง เมื่อแช่เซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัม ต่อมิลลิลิตร มีค่ามัธยฐานการเรืองแสงฟลูออเรสเซนซ์ของเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์สูงที่สุด คือ 142.67 RFU ซึ่งแตกต่างจากสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 และ 5 มิลลิกรัม ต่อมิลลิลิตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แต่แตกต่างกับที่ความเข้มข้น 0.3125 และ 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) (รูปที่ 2)

เซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 และ 0.625 และ 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรเป็นเวลา 3 ชั่วโมง (รูปที่ 6A-C) มีลักษณะเช่นเดียวกับเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ปกติที่เลี้ยงในอาหารเลี้ยงเซลล์ (รูปที่ 6G) คือ มีรูปร่างเป็นรูปกระสวยที่มีนิวเคลียสรูปร่างกลมอยู่ตรงกลาง และมีไซโตพลาสซึมที่ยื่นยาวออกไป ในขณะที่เซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิส

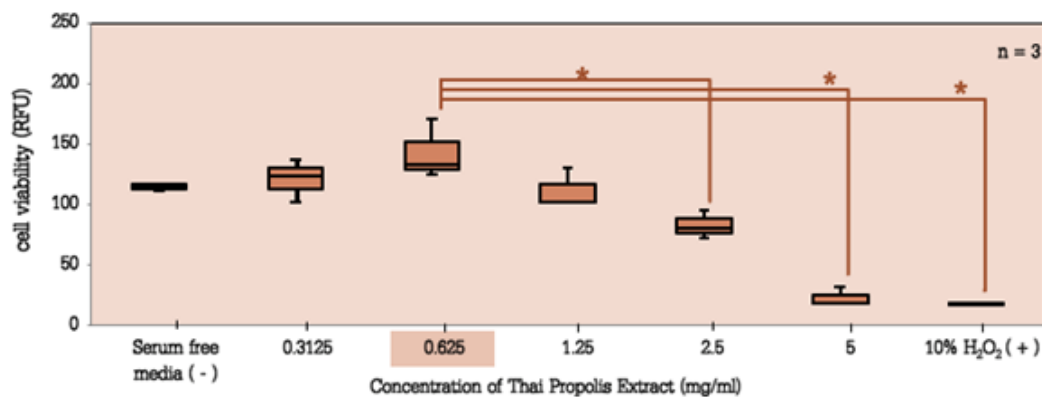
ไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร จะพบเซลล์ที่มีขนาดเล็กลง มีรูปร่างเป็นรูปกระสวยที่มีไซโตพลาสซึมที่ยื่นออกไปสั้นและลีบแบน แต่ยังคงพบนิวเคลียสรูปร่างกลมอยู่ตรงกลาง (รูปที่ 6D) ส่วนเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (รูปที่ 6E) มีลักษณะเช่นเดียวกับที่พบในกลุ่มควบคุมบวที่เลี้ยงเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ในไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (รูปที่ 6F) โดยทั้ง 2 กลุ่มนี้พบว่าเซลล์มีการหดตัวอย่างมาก ไม่พบลักษณะการยื่นยาวของไซโตพลาสซึม มีนิวเคลียสที่ฝ่อลง และพบการหลุดลอกของเซลล์ออกจากหลุมเพาะเลี้ยงเซลล์

จากผลการทดสอบที่เวลา 6 ชั่วโมง เมื่อแช่เซลล์เอ็นอีดีปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีค่ามัธยฐานการเรืองแสงฟลูออเรสเซนซ์ของเซลล์เอ็นอีดีปริทันต์สูงที่สุด คือ 145.61 RFU ซึ่งแตกต่างจากสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย

ความเข้มข้น 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่แตกต่างกับความเข้มข้น 0.3125 และ 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (รูปที่ 3)

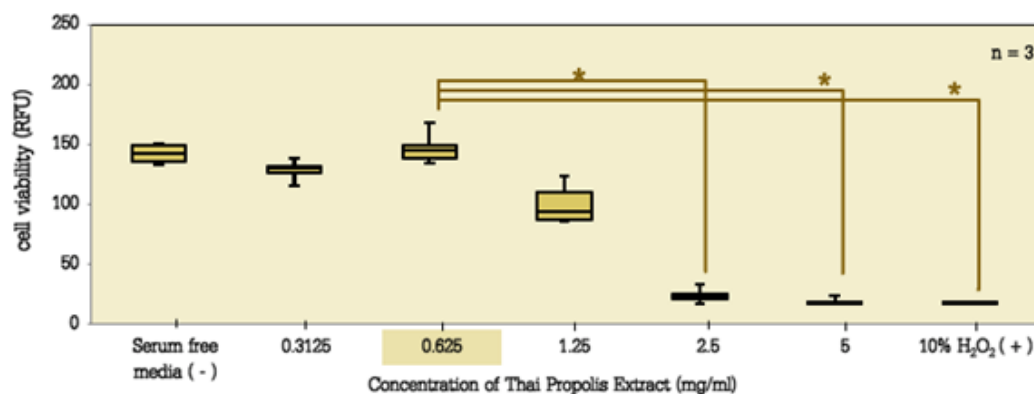
เซลล์เอ็นดอปรีทนต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 และ 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เป็นเวลา 6 ชั่วโมง (รูปที่ 7A-B) มีลักษณะเช่นเดียวกับเซลล์เอ็นดอปรีทนต์ปกติที่เลี้ยงในอาหารเลี้ยง

เซลล์ (รูปที่ 7G) ในขณะที่เซลล์เอ็นดอปรีทนต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1.25 และ 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร พบการเปลี่ยนแปลงของลักษณะรูปร่างของเซลล์ (รูปที่ 7C-D) ในขณะที่เซลล์เอ็นดอปรีทนต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (รูปที่ 7E) แทบจะไม่พบเซลล์ที่เกาะอยู่บนหลุมเพาะเลี้ยงเซลล์เช่นเดียวกับที่พบในกลุ่มที่เลี้ยงด้วยไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (รูปที่ 7F)



รูปที่ 2 ความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสต่อความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอปรีทนต์ที่แช่ในความเข้มข้นแตกต่างกันที่ระยะเวลา 3 ชั่วโมง กราฟรูปกล่องแสดงค่าพิสัยของหน่วยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์สัมพันธ์ที่ตรวจวัดได้ เส้นความคลาดเคลื่อนบนและล่างแสดงค่ามากที่สุดและค่าที่น้อยที่สุดที่วัดได้ ตามลำดับ, ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอปรีทนต์ ระหว่างสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยแต่ละความเข้มข้น แสดงด้วย * ($p < 0.05$)

Figure 2 Cytotoxic effect of Thai propolis extract on the viability of periodontal ligament (PDL) cells stored in different concentrations for 3 hours. Boxplots show median of the detected relative fluorescence unit. Upper and lower error bars indicate the maximal and minimal RFU, respectively. Significant difference in viability of periodontal ligament cells between concentrations of Thai Propolis are indicated with * ($p < 0.05$).



รูปที่ 3 ความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสต่อความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอปรีทนต์ที่แช่ในความเข้มข้นแตกต่างกันที่ระยะเวลา 6 ชั่วโมง กราฟรูปกล่องแสดงค่าพิสัยของหน่วยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์สัมพันธ์ที่ตรวจวัดได้ เส้นความคลาดเคลื่อนบนและล่างแสดงค่ามากที่สุดและค่าที่น้อยที่สุดที่วัดได้ ตามลำดับ, ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอปรีทนต์ ระหว่างสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยแต่ละความเข้มข้น แสดงด้วย * ($p < 0.05$)

Figure 3 Cytotoxic effect of Thai Propolis Extract on the viability of periodontal ligament (PDL) cells were stored in different concentrations of Thai propolis extract among 6 hours. Boxplots show median of the detected relative fluorescence unit. Upper and lower error bars indicate the maximal and minimal RFU, respectively. Significant difference in viability of periodontal ligament cells between concentrations of Thai Propolis are indicated with * ($p < 0.05$).

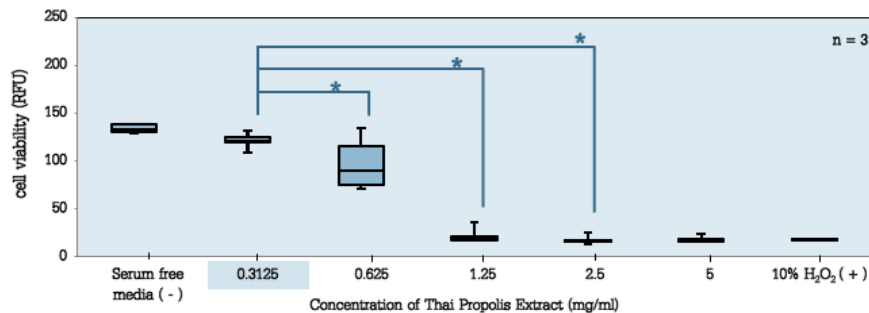
จากผลการทดสอบที่เวลา 12 ชั่วโมง เมื่อแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีค่ามัธยฐานการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์ของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์สูงที่สุดคือ 122.42 RFU ซึ่งแตกต่างจากสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 1.25 และ 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่แตกต่างกับความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (รูปที่ 4)

พบว่าเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรเป็นเวลา 12 ชั่วโมง (รูปที่ 8A) เท่านั้นที่มีลักษณะเช่นเดียวกับเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ปกติที่เลี้ยงในอาหารเลี้ยงเซลล์ (รูปที่ 8G) ในขณะที่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (รูปที่ 8B) พบการ

เปลี่ยนแปลงของลักษณะรูปร่างของเซลล์ และเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่เลี้ยงในกลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1.25 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรมีลักษณะเช่นเดียวกับกลุ่มที่เลี้ยงด้วยไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (รูปที่ 8C-G)

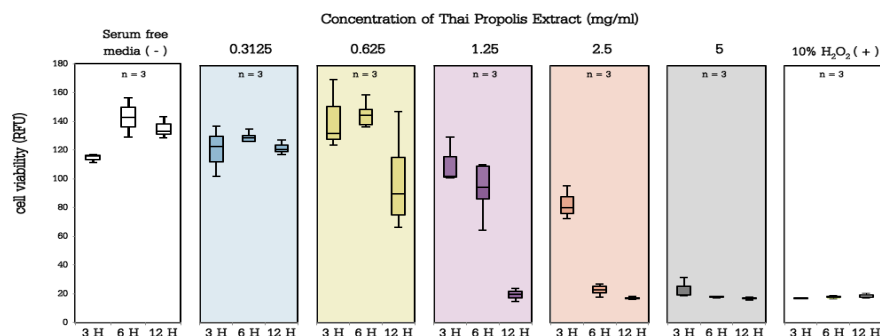
จากผลการทดสอบที่ความเข้มข้นต่าง ๆ เมื่อแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 และ 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรมีลักษณะเช่นเดียวกับกลุ่มควบคุมไปจนถึงชั่วโมงที่ 3 (รูปที่ 5)

จากผลการทดสอบที่ความเข้มข้นต่าง ๆ เมื่อแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์ในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 0.625 และ 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรมีลักษณะเช่นเดียวกับกลุ่มควบคุมไปจนถึงชั่วโมงที่ 6 และ 12 (รูปที่ 5)



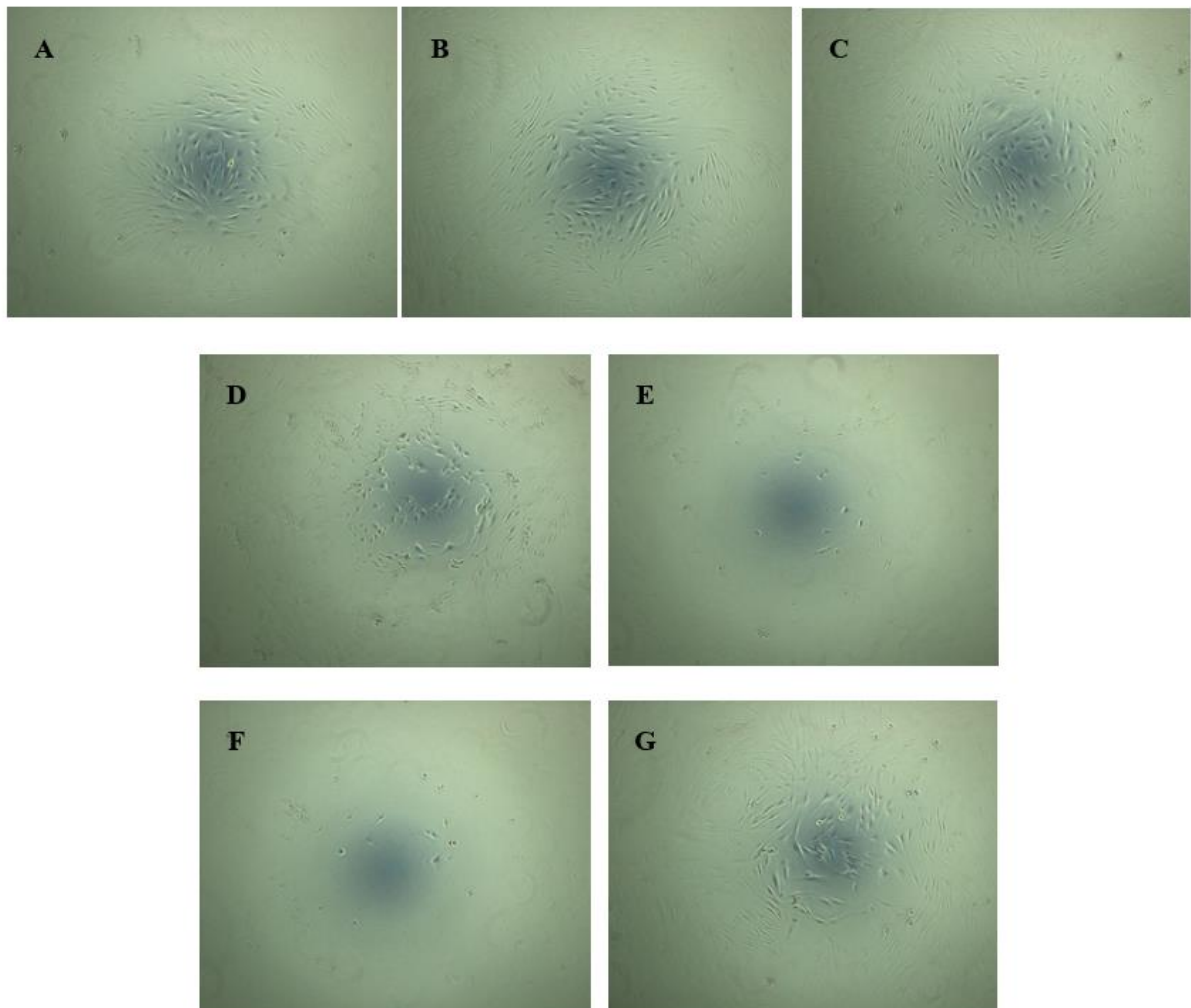
รูปที่ 4 ความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสต่อความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่แช่ในความเข้มข้นแตกต่างกันที่ระยะเวลา 12 ชั่วโมง กราฟรูปกล่องแสดงค่าพิสัยของหน่วยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์สัมพันธ์ที่ตรวจวัดได้ เส้นความคลาดเคลื่อนบนและล่างแสดงค่ามากที่สุดและค่าที่น้อยที่สุดที่วัดได้ ตามลำดับ, ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ ระหว่างสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยแต่ละความเข้มข้น แสดงด้วย* ($p < 0.05$)

Figure 4 Cytotoxic effect of Thai propolis extract on the viability of periodontal ligament (PDL) cells were stored in different concentrations of Thai propolis extract among 12 hours. Boxplots show median of the detected relative fluorescence unit. Upper and lower error bars indicate the maximal and minimal RFU, respectively. Significant difference in viability of periodontal ligament cells between concentrations of Thai Propolis are indicated with* ($p < 0.05$).



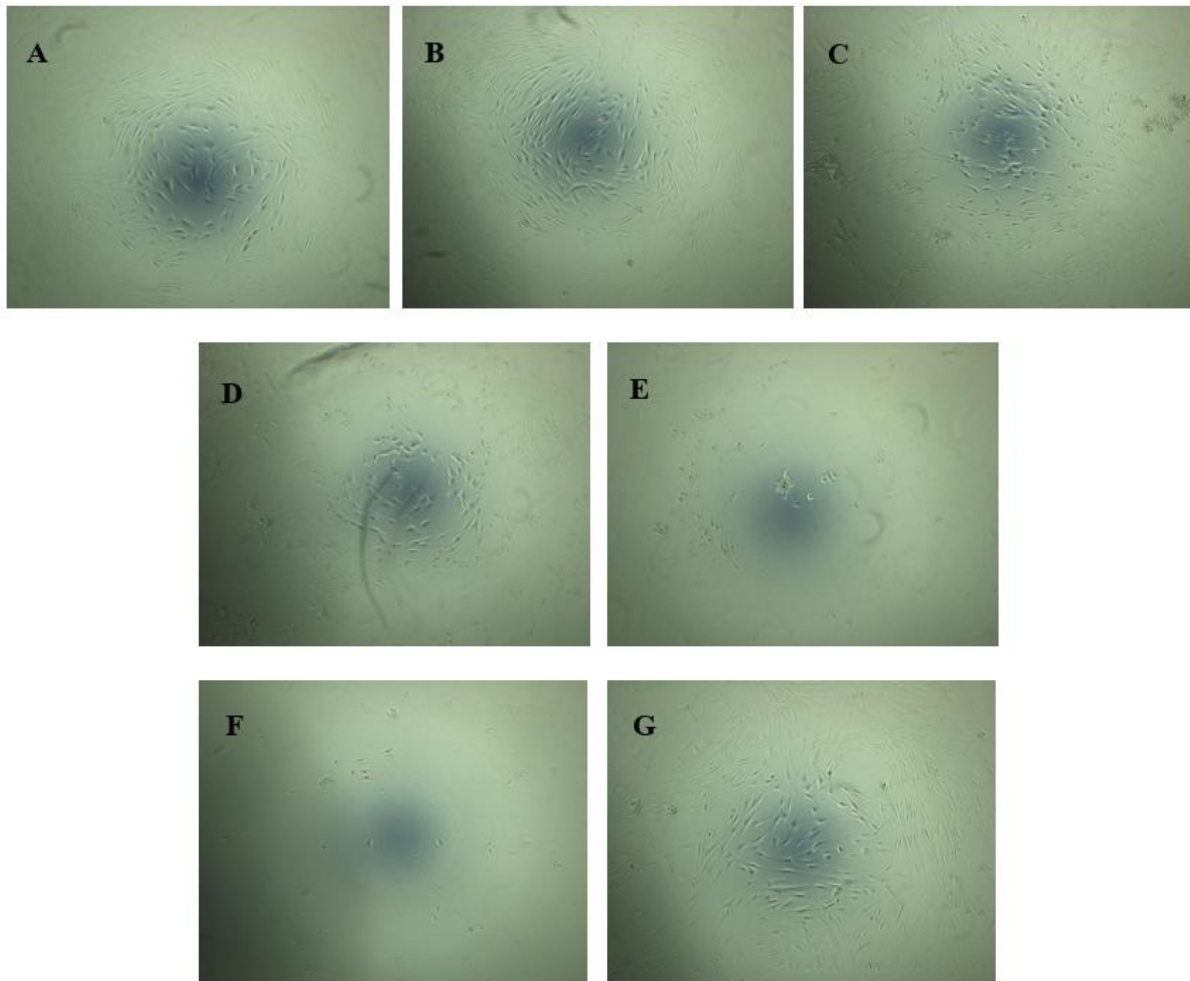
รูปที่ 5 ความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสต่อความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่แช่ในความเข้มข้นแตกต่างกัน กราฟรูปกล่องแสดงค่าพิสัยของหน่วยการเรืองแสงฟลูออเรสเซนส์สัมพันธ์ที่ตรวจวัดได้ เส้นความคลาดเคลื่อนบนและล่างแสดงค่ามากที่สุดและค่าที่น้อยที่สุดที่วัดได้ ตามลำดับ

Figure 5 Cytotoxic effect of Thai propolis extract on the viability of periodontal ligament (PDL) cells were stored in different concentrations of Thai propolis extract. Box plots show median of the detected relative fluorescence unit. Upper and lower error bars indicate the maximal and minimal RFU, respectively.



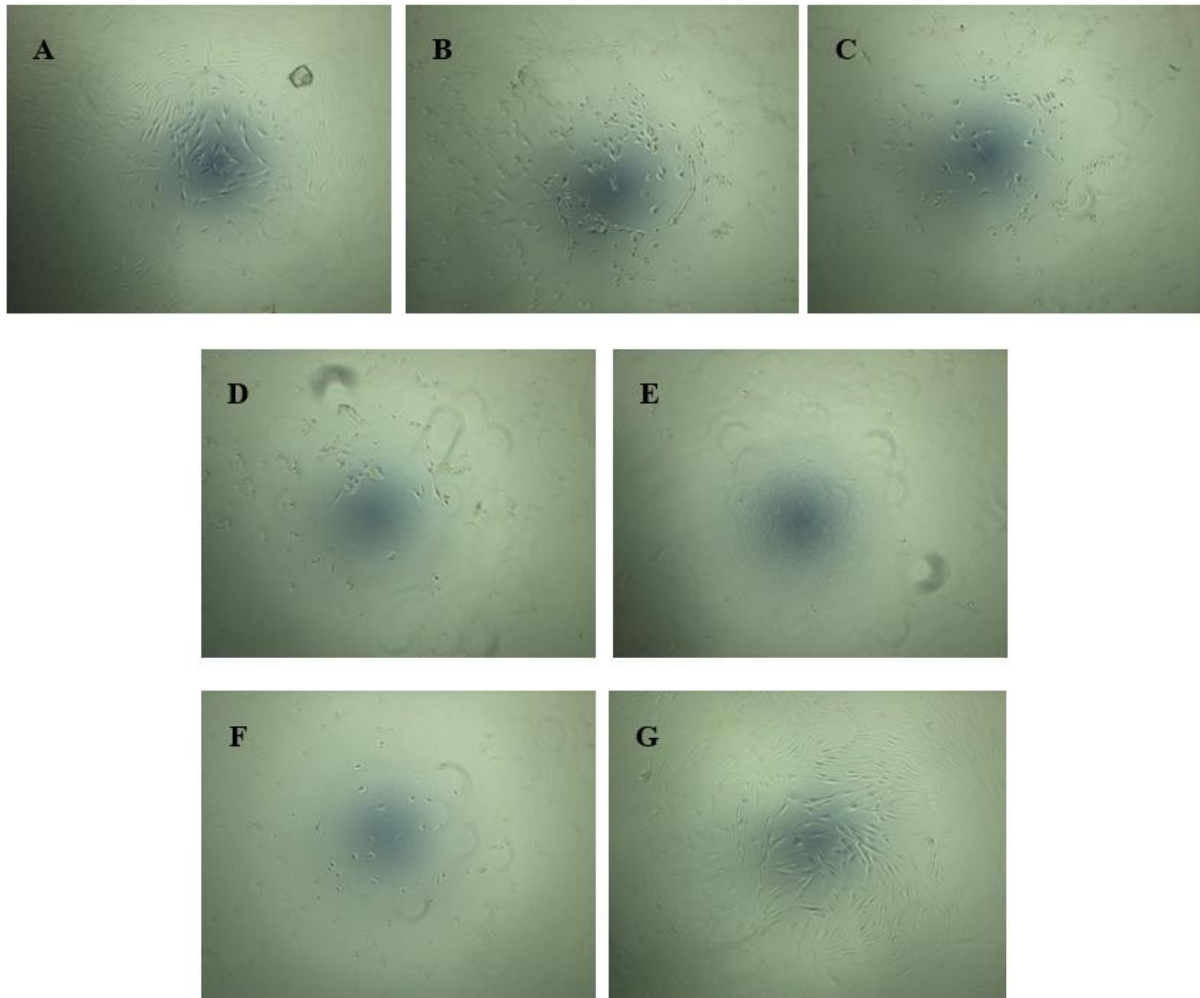
รูปที่ 6 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์ชนิดหัวกลับ กำลังขยาย 10 เท่า ของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ หลังจากเติมสารทดสอบที่ระยะเวลา 3 ชั่วโมง (A) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (B) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (C) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (D) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (E) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย ความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (F) สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (กลุ่มควบคุมบวก) (G) อาหารเลี้ยงเซลล์ (กลุ่มควบคุมลบ)

Figure 6 A representative photomicrograph taken under 10X magnification power of PDL cells after PDL cells were stored in different concentrations of Thai Propolis extract for 3 hours. (A) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.3125 mg./ml. (B) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.625 mg./ml. (C) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 1.25 mg./ml. (D) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 2.5 mg./ml. (E) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 5 mg./ml. (F) PDL cells were stored in hydrogen peroxide solution (positive control). (G) PDL cells were stored in Serum free media (negative control).



รูปที่ 7 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์ชนิดหัวกลับ กำลังขยาย 10 เท่า ของเซลล์เอ็นไซ์ปริทันต์ หลังจากเดิมสารทดสอบที่ระยะเวลา 6 ชั่วโมง (A) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (B) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (C) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (D) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (E) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย ความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (F) สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (กลุ่มควบคุมบวก) (G) อาหารเลี้ยงเซลล์ (กลุ่มควบคุมลบ)

Figure 7 A representative photomicrograph taken under 10X magnification power of PDL cells after PDL cells were stored in different concentrations of Thai Propolis extract for 6 hours. (A) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.3125 mg./ml. (B) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.625 mg./ml. (C) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 1.25 mg./ml. (D) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 2.5 mg./ml. (E) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 5 mg./ml. (F) PDL cells were stored in hydrogen peroxide solution (positive control). (G) PDL cells were stored in Serum free media (negative control).



รูปที่ 8 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์ชนิดหัวกลับ กำลังขยาย 10 เท่า ของเซลล์เอ็นดอปรีทันต์ หลังจากเติมสารทดสอบที่ระยะเวลา 12 ชั่วโมง (A) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (B) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (C) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 1.25 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (D) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (E) กลุ่มสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย ความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร (F) สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (กลุ่มควบคุมบวก) (G) อาหารเลี้ยงเซลล์ (กลุ่มควบคุมลบ)

Figure 8 A representative photomicrograph taken under 10X magnification power of PDL cells after PDL cells were stored in different concentrations of Thai Propolis extract for 12 hours. (A) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.3125 mg./ml. (B) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 0.625 mg./ml. (C) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 1.25 mg./ml. (D) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 2.5 mg./ml. (E) PDL cells were stored in Thai Propolis extract 5 mg./ml. (F) PDL cells were stored in hydrogen peroxide solution (positive control). (G) PDL cells were stored in Serum free media (negative control).

บทวิจารณ์

เซลล์เอ็นยิดปริทันต์มีความสำคัญในการคงสภาพของความสัมพันธ์ระหว่างเซลล์ต่าง ๆ ซึ่งหากมีการทำลายเอ็นยิดปริทันต์เกิดขึ้นจนทำให้เสียสมดุลระหว่างเซลล์ จะทำให้มีกระดูกมาสะสมจนบางครั้งเกิดการอุดตันของช่องเอ็นยิดปริทันต์และนำไปสู่การเสื่อมของฟันและกระดูก⁶ ซึ่งจากบทบาทดังกล่าวทำให้ความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ในฟันหลุดจากเบ้าเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการปลูกฟันหลุดจากเบ้ากลับคืนเบ้าฟัน² โดยในปัจจุบันมีหลายงานวิจัยศึกษาเกี่ยวกับสารที่มีความสามารถในการคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ เพื่อนำมาพัฒนาเป็นสารตัวกลางแช่ฟันหลุดจากเบ้า เช่น นม น้ำเกลือ น้ำลาย น้ำประปา น้ำมะพร้าว ไข่ขาว สารสกัดชาเขียว และสารสกัดหยาบพรอพอลิส

การศึกษานี้เลือกใช้พรอพอลิสไทยที่เก็บจากจังหวัดหนองคาย สกัดด้วยเอทานอลร้อยละ 95 มาทดสอบผลต่อความเป็นพิษของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ เนื่องจากการศึกษาของ Namsirikul ในปี 2014 พบว่าพรอพอลิสจากจังหวัดหนองคาย ที่สกัดด้วยเอทานอลร้อยละ 95 มีองค์ประกอบทางเคมีที่สำคัญคือ ฟลาโวนอยด์ และฟีนอลิก¹⁶ ทำให้สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยมีคุณสมบัติด้านอนุมูลอิสระ ด้านเชื้อแบคทีเรีย และด้านการอักเสบ⁹ และในปี 2016 การศึกษาของ Prueksakorn ทำการทดสอบผลของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจากจังหวัดหนองคายเช่นกัน โดยทำการทดสอบผลของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยต่อการคงสภาพความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่ความเข้มข้น 0.25 0.5 1 2.5 5 และ 10 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เมื่อแช่เป็นระยะ 3 ชั่วโมง ด้วยวิธีซ้อมสีทริปแฟนบลู และนับเซลล์ภายใต้กล้องจุลทรรศน์ พบว่า สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ได้สูงที่สุด และเมื่อเปรียบเทียบกับสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร กับสารละลายแอสคอบาลานซ์ซอลด์ และนม เมื่อแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์เป็นเวลา 3 ชั่วโมง และประเมินความมีชีวิตของเซลล์ด้วยวิธีอะลามาร์บลูพบว่า สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ของฟันมนุษย์ได้ใกล้เคียงกับสารละลายแอสคอบาลานซ์ซอลด์ และมากกว่านม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ในการศึกษานี้จึงทำการทดสอบความเป็นพิษของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจากจังหวัดหนองคายต่อเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ โดยศึกษาที่ความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร โดยเพิ่มระยะเวลาการแช่เป็น 3 6 และ 12 ชั่วโมง เพื่อเป็นการศึกษาเริ่มต้น ในการพัฒนานำสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยไปใช้เป็นตัวกลางในการแช่ฟันหลุดจากเบ้า ในกรณีที่ต้องการเก็บในตัวกลางแช่ฟันเป็นระยะเวลานานมากขึ้น และทดสอบความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ด้วยเพรสโตบลู เนื่องจาก เพรสโตบลูเป็นวิธีการทดสอบความมีชีวิตของเซลล์แบบเรซอร์พชันรีดักชันที่ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ ขั้นตอนการทำงานง่าย มีความไวมากกว่า MTT แสดงความแตกต่างระหว่างเซลล์ที่ตายแล้ว และเซลล์ที่ยังมีชีวิตอยู่ได้ดีกว่า XTT และมีความไวในการเปลี่ยนสีมากกว่าอะลามาร์บลู¹³⁻¹⁵

จากผลการทดสอบภายหลังการแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์เป็นระยะเวลา 3, 6 และ 12 ชั่วโมงในสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 2.5 และ 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรพบว่าในระยะเวลาการแช่ที่เพิ่มขึ้น สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยจะเริ่มแสดงความเป็นพิษต่อเซลล์เอ็นยิดปริทันต์มากขึ้น และค่าความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์แสดงความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกับความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทย โดยพบว่า สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้นสูงสุดที่ไม่เป็นพิษต่อเซลล์เมื่อทำการแช่เซลล์เอ็นยิดปริทันต์เป็นระยะเวลา 3 ชั่วโมง สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 0.625 1.25 และ 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีค่าความมีชีวิตของเซลล์ใกล้เคียงกับอาหารเลี้ยงเซลล์ เท่ากับ 2.5 1.25 และ 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร สอดคล้องกับการศึกษาของ Prueksakorn ในปี 2016 ที่พบว่าสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.25 0.5 1 และ 2.5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร มีค่าความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ที่วัดค่าความมีชีวิตที่วัดจากฟันที่ถูกถอนออกมาทันที ในขณะที่เดียวกัน ผลการทดลองพบว่า สารสกัดหยาบพรอพอลิสที่ความเข้มข้น 5 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร เริ่มมีค่าความมีชีวิตของเซลล์เอ็นยิดปริทันต์ลดลง ซึ่งอาจเกิดการใช้สารละลายเพรสโตบลูในการทดสอบ เพราะมีความแม่นยำในการวัดที่มากกว่า¹⁷

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้พบว่าสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยสามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลได้ถึง 12 ชั่วโมง สอดคล้องกับการศึกษาของ Casaroto และคณะในปี 2010 ที่ศึกษาเปรียบเทียบความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลในสารตัวกลางชนิดต่าง ๆ โดยพบว่าสารสกัดหยาบพรอพอลิสความเข้มข้นร้อยละ 10 สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลได้ถึง 24 ชั่วโมง¹⁸ ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษานี้ที่สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลที่สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยความเข้มข้น 0.3125 และ 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร

จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าสารสกัดหยาบพรอพอลิสความเข้มข้นสูง และระยะเวลาการแช่ที่นานส่งผลให้พรอพอลิสเกิดความเป็นพิษต่อเซลล์เอ็นดอทีลียัล สอดคล้องกับการศึกษาของ Campos ในปี 2015 ที่พบว่า พรอพอลิสที่ความเข้มข้นสูงอาจทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์เอ็นดอทีลียัลได้ จากกรดฟีนอลิก และฟลาโวนอยด์ ในพรอพอลิสเนื่องจากฟีนอลิกประกอบด้วยกรดโคมาริก (Coumaric acid) กรดซินนามิก (Cinnamic acid) พินโนเซมบริน (Pinocembrin) และอนุพันธ์อื่นๆ ซึ่งทำให้รูซึมผ่านของไมโทคอนเดรีย เปิดจึงทำให้เกิดภาวะกลับขั้ว (Depolarization) ทำให้ปริมาณเอทีพีในเซลล์น้อยลงส่งผลให้เซลล์ตายในที่สุด นอกจากนี้ ปริมาณเอทีพีที่น้อยลง ยังทำให้เยื่อไมโทคอนเดรียเสียหายซึ่งทำให้ดีเอ็นเอ (DNA) เสียหายตามมาส่งผลให้เซลล์ตายเช่นกัน¹⁹

เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการศึกษานำร่องและใช้เซลล์เอ็นดอทีลียัลแช่แข็งจากฟันกรามน้อยเพียง 1 ซี่ จึงควรศึกษาเพิ่มเติมในฟันมนุษย์ที่ถอนออกมาและทิ้งไว้ให้แห้งนอกช่องปากในจำนวนที่เพิ่มขึ้นและศึกษาคุณลักษณะอื่นๆ เพิ่มเติมเช่นการแบ่งตัวของเซลล์ (Cell proliferation) การยึดเกาะของเซลล์ (Cell adhesion) รวมถึงคุณสมบัติของพรอพอลิสเพิ่มเติมในด้านระยะเวลาการออกฤทธิ์ ความเป็นกรด-เบสของพรอพอลิสที่อาจส่งผลต่อ นอกจากนี้ควรมีการศึกษากิจกรรมการเปลี่ยนแปลงระดับโมเลกุลของเซลล์เอ็นดอทีลียัลเช่นการทดสอบ MAP kinase และการกระตุ้นให้มีการเพิ่มจำนวนของเซลล์เอ็นดอทีลียัลด้วยวิธีที่มีความแม่นยำและน่าเชื่อถือสูงเช่น BrdU assay เซลล์ เพื่อสามารถหาค่าความเข้มข้นมาตรฐานเพื่อใช้ในการรักษาและพัฒนาสารตัวกลางแช่ฟันจากสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยให้สามารถนำไปใช้ได้อย่างกว้างขวางในทางคลินิกต่อไป นอกจากนี้ การศึกษาในอนาคตเพื่อจะพัฒนาผลิตภัณฑ์จากสารสกัดหยาบพรอพอลิสจำเป็นต้องมีการพัฒนาคุณสมบัติทางเภสัชวิทยาให้มีความเหมาะสมกับสภาวะทางสรีระวิทยาสำหรับการรักษาความ

ชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัล เช่น ความเป็นกรด-ด่าง ความเข้มข้นออสโมติก (Osmolarity) ความตึงผิวของสารละลายที่มีต่อเซลล์ (Surface tension) เป็นต้น เพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่มีความเข้ากันได้กับเซลล์เอ็นดอทีลียัล

สำหรับข้อจำกัดของการศึกษาในครั้งนี้คือการใช้เซลล์เอ็นดอทีลียัลแช่แข็งจากผู้บริจาคเพียงคนเดียว จึงอาจแสดงผลตอบสนองต่อสารสกัดหยาบพรอพอลิสที่จำเพาะและสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยที่ใช้ถูกเก็บมาเป็นระยะเวลานาน ซึ่งอาจมีผลต่อองค์ประกอบทางเคมีที่ส่งผลต่อความเป็นพิษของเซลล์ ซึ่งอาจจะเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการทดลองได้ และการศึกษาที่ใช้สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยที่ยังไม่มีการเติมสารเคมีใด ๆ เพื่อคงคุณภาพของสารสกัด จึงจำเป็นต้องเก็บรักษาในสภาวะเย็น และปราศจากแสง ก่อนนำมาทดสอบ ดังนั้นในการศึกษาต่อไปภายภาคหน้าจึงควรนำข้อจำกัดจากการวิจัยนี้มาประเมิน เพื่อพิจารณาออกแบบงานวิจัยให้ได้ผลงานวิจัยที่น่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

อย่างไรก็ตาม ผลการทดลองนี้ถือเป็นทางเลือกหนึ่งในการตัดสินใจแก่ผู้อ่าน ในการเลือกใช้สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยเพื่อคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัล โดยอาจต้องศึกษาเพิ่มเติมทั้งในห้องปฏิบัติการ และในทางคลินิกต่อไปเพื่อพัฒนาสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยเป็นสารตัวกลางแช่ฟันในภายภาคหน้า

บทสรุป

ความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลในฟันหลุดจากเบ้าเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการปลูกฟันหลุดจากเบ้ากลับคืนเบ้าฟัน สารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยที่ความเข้มข้นต่ำลง สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลในระยะเวลาที่นานขึ้น โดยความเข้มข้นของสารสกัดหยาบพรอพอลิสไทยในการคงความมีชีวิตของเซลล์เอ็นดอทีลียัลที่ระยะเวลา 3 6 และ 12 ชั่วโมง ไม่ควรเกิน 2.5 1.25 และ 0.625 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรตามลำดับ

เอกสารอ้างอิง

1. Barrett E, Kenny D. Avulsed permanent teeth: a review of the literature and treatment guidelines. Endod Dent Traumatol 1997;13(4):153-63.
2. Andreasen JO AF, Andersson L. Avulsion. 4th ed. UK: Blackwell Munksgaard: Oxford; 2007.
3. Damrongrungruang T. Oral anatomy and physiology I: Components of tooth. Khon Kaen: Klungnana Wittaya; 2549.

4. Andersson L, Andreasen JO, Day P, Heithersay G, Trope M, Diangelis AJ, et al. International association of dental traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dent Traumatol* 2012;28(2):88-96.
5. Hammarström L, Pierce A, Blomlof L, Feiglin B, Lindskog S. Tooth avulsion and replantation-a review. *Endod Dent Traumatol* 1986;2(1):1-8.
6. Andreasen JO, Borum MK, Jacobsen HL, Andreasen FM. Replantation of 400 avulsed permanent incisors. 2. Factors related to pulpal healing. *Endod Dent Traumatol* 1995; 11(2):59-68.
7. Andreasen JO, Borum MK, Jacobsen HL, Andreasen FM. Replantation of 400 avulsed permanent incisors. 4. Factors related to periodontal ligament healing. *Endod Dent Traumatol* 1995;11(2):76-89.
8. Marcucci MC. Propolis: chemical composition, biological properties and therapeutic activity. *Api-dologie* 1995; 26(2):83-99.
9. Burdock GA. Review of the biological properties and toxicity of bee propolis (propolis). *Food Chem Toxicol* 1998;36(4):347-63.
10. Seidel V, Peyfoon E, Watson DG, Fearnley J. Comparative study of the antibacterial activity of propolis from different geographical and climatic zones. *Phytother Res* 2008; 22(9):1256-63.
11. Chaipanha P, Chailertvanitkul P, Damrongrungruang T, Phonimdaeng P, Puasiri S. Effect of thai propolis crude extracts on the cytotoxicity and proliferation of human dental pulp cells, *in vitro*. Graduate Research Conference Khon Kaen University. 2013;MMP21:946-54.
12. Prueksakorn A, Chailertvanitkul P, Puasiri S, Ruangsri S. Effect of thai propolis crude extracts to preserve the viability of human periodontal ligament cells. The National and International Graduate Research Conference. 2016 (MMP18): 848-57.
13. Terry L Riss, Richard A Moravec, Andrew L Niles, Sarah Duellman, Hélène A Benink, Tracy J Worzella, et al. Cell viability assays [Internet]. 2013 [cited 26 Oct 2017]: Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK144065/>
14. Xu M, Mc Canna DJ, Sivak JG. Use of the viability reagent PrestoBlue in comparison with alamarBlue and MTT to assess the viability of human corneal epithelial cells. *J Pharmacol Toxicol Methods* 2015;71:1-7.
15. Lall N, Henley-Smith CJ, De Canha MN, Oosthuizen CB, Berrington D. Viability reagent, prestoblue, in comparison with other available reagents, utilized in cytotoxicity and antimicrobial assays. *Int J Microbiol* 2013;2013:420601.
16. Namsirikul T. Manufacturing of Thai propolis product for human pulp capping material [Master Thesis in Restorative Dentistry]. Khon Kaen: The Graduate School, Khon Kaen University; 2014.
17. Prueksakorn A, Puasiri S, Ruangsri S, Makeudom A, Sastraruji T, Krisanaprakornkit S, et al. The preservative effect of Thai propolis extract on the viability of human periodontal ligament cells. *Dent Traumatol* 2016;32(6):495-501.
18. Casaroto AR, Hidalgo MM, Sell AM, Franco SL, Cuman RKN, Moersch E, et al. Study of the effectiveness of propolis extract as a storage medium for avulsed teeth. *Dent Traumatol* 2010;26(4):323-31.
19. Campos JF, Santos UPd, Rocha PdSd, Damiao MJ, Balestieri JBPB, Cardoso CAL, et al. Antimicrobial, antioxidant, anti-Inflammatory, and cytotoxic activities of propolis from the stingless bee *tetragonisca fiebrigii*. *Evid Based Complement Alternat Med* 2015;2015:11.

ผู้รับผิดชอบบทความ

เกลิงศักดิ์ สมัครสมาน

สาขาวิชาทันตกรรมบูรณะ

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 043 202 405 #45144

โทรสาร: 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: thalerngsaks@yahoo.com

Cytotoxicity of Thai Propolis Crude Extract on Human Periodontal ligament cell, *In Vitro*.

Samaksamarn T* Pawaputanon Na Mahasarakham C* Kantrong N* Kuntawee S** Pannak N*** Suknim C**** Chailertvanitkul P*

Abstract

The aim of this study was to compare the cytotoxicity of Thai Propolis crude extracts in which PDL cells were stored in different concentrations and amount of time. Frozen PDL cells derived from extracted human premolars for orthodontic treatment were stored in each Thai Propolis extract concentrations (0.3125, 0.625, 1.25, 2.5, 5 mg/mL), serum free media as a negative control, and hydrogen peroxide as a positive control for 3, 6 and 12 hours. The number of PDL cell viability was assessed by PrestoBlue assay. The result showed that the lower concentration of Thai Propolis extract was more effective in maintaining the viability of PDL cells. In conclusion, Thai Propolis extract is not cytotoxic to PDL cells.

Keywords: Periodontal ligament cell/ Thai Propolis crude extracts/ Cytotoxicity

Corresponding Author

Thalerngsak Samaksamarn
Department of Restorative Dentistry,
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,
Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.
Tel.: +66 4 320 2405 #45144
Fax.: +66 4 320 2862
E-mail: thalerngsaks@yahoo.com

* Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

** Dental Department, Pha Khao Hospital, Amphur Pha Khao, Loei.

*** Dental Department, Phu Luang Hospital, Amphur Phu Luang, Loei.

**** Dental Department, Maha Sarakham Hospital, Amphur Muang, Maha Sarakham.

ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด

ภัทร อันชน* สุวิทย์ วัฒนจิตต์**

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด เมื่ออุดรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด ซึ่งทำการศึกษาในฟันกรามน้อยล่างรากเดี่ยวจำนวน 60 ซี่ ตัดปลายรากฟันให้มีความยาว 8 มิลลิเมตร และจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดด้วยพีโซรีโมเมอร์ ขนาด 1-6 สุ่มคัดเลือกฟันออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ ซึ่งแบ่งตามชนิดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์: กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม – อุดตลอดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ซาร่วมกับเอเอช พลัส ซิลเลอร์, กลุ่มที่ 2 โปรทูเอเอ็มทีเอ, กลุ่มที่ 3 เอ็มทีเอแองเจิลส์ และกลุ่มที่ 4 เรโทรเอเอ็มทีเอ ทดสอบค่าความต้านทานการแตกหักของฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงสากล โดยมีความเร็วของแท่งหัวกด 1 มิลลิเมตรต่อวินาที บันทึกค่าแรงจนเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตันวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณด้วยการทดสอบของสถิติเชฟเฟ ผลการศึกษาพบว่า กลุ่มควบคุมมีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่ากลุ่มการทดลองอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรทูเอเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และ เรโทรเอเอ็มทีเอ พบการแตกหักของรากฟันที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟันมากที่สุด จำนวน 27 ใน 45 ซี่ ดังนั้น การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้ง 3 ชนิด มีแนวโน้มเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด

คำใบ้: ความต้านทานการแตกหัก/ ฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด/ วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Received: June 15, 2020

Revised: October 13, 2020

Accepted: November 06, 2020

บทนำ

การขึ้นของฟันมีความสัมพันธ์กับการเจริญของรากฟัน โดยส่วนมากเมื่อฟันขึ้นสู่ช่องปากมักพบการสร้างของรากฟัน 3 ใน 4 ของความยาวรากฟันทั้งหมด¹ ซึ่งการเกิดอุบัติเหตุและการอักเสบรวมถึงการตายของเนื้อเยื่อในของฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์เป็นสาเหตุหลักที่ทำให้การเจริญของรากฟันหยุดลง² เป็นผลให้รากฟันสั้น ผนังคลองรากฟันบางและปลายรากฟันเปิด (Open apex) ซึ่งเป็นความท้าทายของการรักษาลงรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ เนื่องจากไม่มีแนวกันปิดปลายรากฟัน (Apical barrier) ทำให้การอุดคลองรากฟันไม่มีจุดหยุดก่อนที่จะสัมผัสกับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (Periapical tissues) นอกจากนี้ผนังคลองรากฟันที่บางของฟันที่เจริญไม่สมบูรณ์มีโอกาสการแตกหักของรากฟันมากกว่าฟันที่เจริญสมบูรณ์แล้ว³

วัตถุประสงค์หลักในการรักษาฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ คือ การกระตุ้นให้มีการปิดของปลายรากฟันภายหลัง

ทำให้คลองรากฟันปราศจากเชื้อ โดยวิธีการหนึ่ง คือ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ เอเพกซิฟิเคชัน (Calcium hydroxide apexification) ซึ่งเป็นวิธีการที่ง่าย ราคาถูก สามารถกระตุ้นให้มีการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง⁴และมีประสิทธิภาพในการนำเชื้อ⁵ แต่ใช้ระยะเวลาในการรักษา มีความเสี่ยงจากการรั่วซึมของวัสดุบูรณะและการแตกหักของรากฟัน⁶ จึงมีวิธีการรักษาโดยอาศัยหลักการทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue engineering) ซึ่งเป็นกระบวนการทางชีวภาพที่มีการทดแทนเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายไป นั่นคือ รีเจนเนอเรทิฟเอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics) ส่งผลให้เกิดการปิดของปลายรากฟันร่วมกับการหนาตัวของผนังคลองรากฟันและความยาวรากฟันเพิ่มมากขึ้น แต่วิธีนี้มีข้อควรระวังในผู้ป่วยมีอาการแพ้ยาปฏิชีวนะที่ใช้ในคลองรากฟันรวมถึงกรณีที่มีความจำเป็นในการใส่เดือยฟัน⁶ หรือในบางกรณีที่มีการเจริญของรากฟันใกล้จะสมบูรณ์ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรูเปิดปลายรากฟันที่

* แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี

** ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

จำกัด ทำให้เซลล์ต้นกำเนิดเข้ามาภายในคลองรากฟันได้จำกัด เป็นผลให้ต้องใช้เวลาเวลานานเพื่อให้เกิดการสร้างแนวกัน ปิดปลายรากฟัน จึงมีวิธีการรักษาด้วยการทำเอมทิเอ เอเพ็ก ซิฟิเคชัน (MTA apexification) โดยการสร้างแนวกันปิดปลาย รากฟัน ด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งใช้ ระยะเวลาการรักษาน้อย และมีอัตราความสำเร็จในการรักษา สูง⁷

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จัดอยู่ใน กลุ่มไบโอเซรามิก (Bioceramics) ที่มีส่วนประกอบหลัก คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium silicate) และ ไดแคลเซียม ซิลิเกต (Dicalcium silicate) โดยการก่อตัวของวัสดุต้องมีน้ำ เป็นส่วนที่ทำให้เกิดการแข็งตัว ซึ่งเรียกปฏิกิริยาดังกล่าว ว่า ปฏิกิริยาไฮเดรชัน (Hydration reaction) และเกิดเป็น แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide) ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์ ที่ได้จากปฏิกิริยา ส่งผลให้ความเป็นกรดต่ำของวัสดุมีค่าสูง ทำให้สามารถด้านเชื้อจุลินทรีย์และกระตุ้นให้เกิดการสร้าง เนื้อเยื่อแข็ง⁸ นอกจากนี้สามารถเกิดการขยายภายหลังการก่อ ตัวของวัสดุเล็กน้อย ส่งผลให้เกิดความแนบสนิทกับผนัง คลองรากฟัน⁹ ในปัจจุบันวัสดุในกลุ่มนี้มีการผลิตมาหลาย รูปแบบ เช่น โปรรูทเอมทิเอ เอมทิเอเองเจส เร โพรเอมทิเอ เป็นต้น

ในปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าการปิดกัน ปลายรากฟันต้องใช้วัสดุที่มีความหนาอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร¹⁰ แต่ในบางกรณีมีความจำเป็นต้องอุดวัสดุปลายรากฟันที่มี ความหนาเพิ่มมากขึ้น เพื่อสร้างความแนบสนิทมากกว่า เฉพาะบริเวณปลายรากฟัน เช่น ฟันที่มีการละลายของ รากฟัน (Root resorption) และการซ่อมรูทะลุรากฟัน (Root perforation) รวมถึงในกรณีฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์มีผนัง คลองรากฟันบาง นอกจากปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของ เนื้อฟันที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน โดยวัสดุ ที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อ ความต้านทานการแตกหักของฟัน

จากการศึกษาก่อนหน้า^{3,11} พบว่าการสร้างแนวกัน ปิดปลายรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ส่งผลต่อความแข็งแรงและความต้านทานต่อการแตกหักของ ฟัน จากการศึกษาของ Cicek และคณะในปี 2017¹² พบว่า เมื่อ อุดเอมทิเอตลอดความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความ ต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่ากลุ่มที่อุดในระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Gaddalay และ

คณะ ในปี 2019¹¹ พบว่า เมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยเอมทิ เอเองเจส ส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟัน มากกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร โดยจาก การศึกษาที่ผ่านมา ยังไม่มีการนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกต ซีเมนต์ชนิดอื่นมาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของ ฟันเมื่อทำการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน

ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟัน เมื่ออุดตลอด ความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอมทิเอ เอมทิเอเองเจสและเร โพรเอมทิเอในฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็น แนวกันปิดปลายรากฟัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้ได้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยใน มนุษย์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ (SWUEC/X-084/ 2562) เป็นที่เรียบร้อยแล้ว ทำการคัดเลือกฟันกรามน้อยล่างซี่ แรกที่ถูกถอนด้วยเหตุการจัดฟัน จำนวน 60 ซี่ ซึ่งมีจำนวน รากและคลองรากฟันเดี่ยว ไม่มีรอยผุ ไม่มีวัสดุอุด ไม่มี ลักษณะการละลายของรากฟันภายใน รวมถึงไม่มีรอยร้าว หรือรอยแตก ความยาวเฉลี่ยของฟันอยู่ที่ 20 ± 1 มิลลิเมตร โดย แช่ใน 0.1% ไธมอล (0.1% Thymol: M Dent Shop By Faculty of Dentistry, Mahidol University) ถ้าภาพถ่ายรังสีดูลักษณะ คลองรากฟัน

การเตรียมฟันให้มีลักษณะทางกายวิภาคใกล้เคียงกัน โดยตัดบริเวณปลายรากฟันให้มีความยาวรากฟัน 8 มิลลิเมตร และขยายคลองรากฟันด้วยพีโซรีมเมอร์ ขนาด 1-6 (Peeso reamers: Mani Inc., Tochigi, Japan) ให้ได้ลักษณะการเจริญ ของรากฟันแบบที่ 3 ตามการจัดกลุ่มของ Cvek ในปี 1991³ โดยมีอัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันกับพื้นที่ในคลอง รากฟัน ที่ตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบ ฟันที่อัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 และมีความยาว 2 ใน 3 ของ ความยาวรากฟัน และถ่ายภาพรังสีดูลักษณะคลองรากฟัน (รูป ที่ 1A) เปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันในส่วนตัวฟันด้วยหัวกรอ กากเพชรทรงกลม (Round diamond bur: Jota, Rüthi, Switzerland) ล้างคลองรากฟันด้วย 2.5% โซเดียมไฮโปคลอไรด์ ปริมาตร 1 มิลลิลิตร (2.5% Sodium hypochlorite: ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) และล้างคลอง รากฟันครั้งสุดท้ายด้วย 17% กรดเอทิลีนไดอะมีนเตตระอะซิติก ปริมาตร 1 มิลลิลิตร (17% Ethylenediaminetetraacetic acid:

ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซัปรูปกรวยแหลม (Absorbent paper point: Dentsply, Bangkok, Thailand)

แบ่งฟันออกเป็น 4 กลุ่ม โดยแบ่งแบบสุ่มอย่างง่าย ออกเป็นกลุ่มควบคุม 1 กลุ่ม และกลุ่มทดลอง 3 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่

กลุ่มที่ 1 (กลุ่มควบคุม) อุดตลอดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา (Gutta-percha: Dentsply Maillefer, Tulsa, USA) และเอชพลัสซีลเลอร์ (AH⁺ sealer: Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Germany)

กลุ่มที่ 2 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot[®] MTA: Dentsply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) ผสมส่วนผงและน้ำในอัตราส่วน 3:1 ผสมจนมีลักษณะเป็นก้อนปั้นได้ ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 4 ชั่วโมง

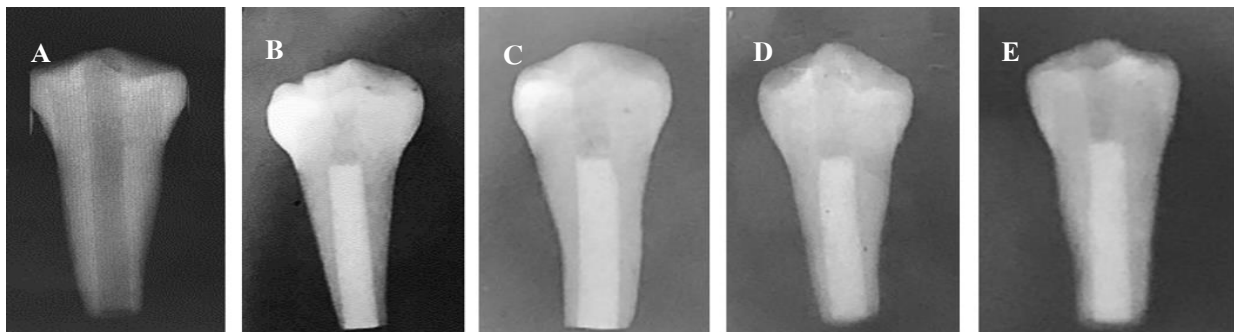
กลุ่มที่ 3 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจลุส (MTA angelus[®]: Angelus Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil) ผสมส่วนผง 1 ช้อนและส่วนน้ำ 1 หยด ผสมเป็นเวลา 30 วินาที ให้เป็นเนื้อเดียวกันที่มีลักษณะทรายเปียกน้ำ (Wet sand) ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 15 นาที

กลุ่มที่ 4 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA[®]: BioMTA, Seoul, Korea) ผสมส่วนผง 0.3 กรัม ต่อส่วนน้ำจำนวน 3 หยด ผสมทั้งสองส่วนให้เป็นเนื้อเดียวกัน

อย่างเบามือเป็นเวลา 20 วินาที จนวัสดุมีลักษณะชุ่มไปด้วยของเหลวและรอจนกระทั่งพื้นผิวของวัสดุที่มีลักษณะมันวาวหายไป ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 10 นาที

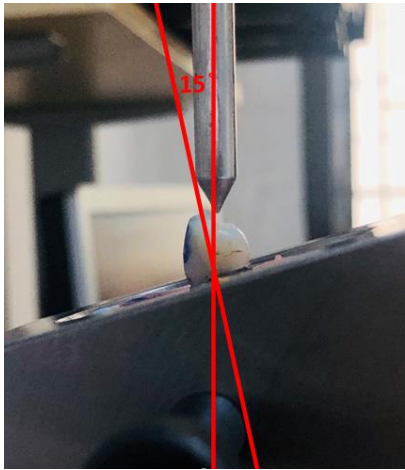
อุดตลอดคลองรากฟันโดยนำวัสดุใส่ในคลองรากฟัน และกดวัสดุให้แน่นกับผนังคลองรากฟันด้วยเอ็นโดคอนดิกพลักเกอร์ (Endodontic plugger: Dentsply Maillefer, Tulsa, USA) ร่วมกับกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิค (Ultrasonic P5 Newtron XS[™]: Satelec Acteon, Merignac, France) ใช้หัวอัลตราโซนิคสัมผัสกับเอ็นโดคอนดิกพลักเกอร์โดยใช้ความแรงที่ระดับ 4¹³ และถ่ายภาพรังสีดูความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับคลองรากฟันและความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุ (รูปที่ 1B-1E) หลังจากวัสดุก่อตัวเต็มที่อุดปิดด้วยวัสดุอุดชั่วคราวเควิต (Cavit: ESPE, Seefeld, Germany) เก็บไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 4 สัปดาห์

สร้างอวัยวะปริทันต์จำลองโดยนำรากฟันมาจุ่มด้วยจีฟี่งเหลวให้มีความหนาประมาณ 0.2-0.3 มิลลิเมตร ได้รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน 2 มิลลิเมตร ซึ่งจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันและสันกระดูกเบ้าฟัน (Crestal bone)¹⁴ และนำไปใส่ในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเอง (Self-cure acrylic resin: GC America Inc., Illinois, USA) นำฟันและจีฟี่งออก แทนที่จีฟี่งด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไลท์บอดี (Light-body silicone impression material: Davis Schottlander & Davis Ltd, London, UK) และใส่ฟันกลับเข้าที่เดิม



รูปที่ 1 ภาพถ่ายรังสีแสดง (A) ฟันจำลองสภาวะปลายรากฟัน (B) กัตตาเปอร์ชา (C) กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ (D) เอ็มทีเอแองเจลุส (E) เรโทรเอ็มทีเอ
Figure 1 Radiographic films show (A) Simulated Open Apex Teeth (B) Gutta percha (C) ProRoot[®] MTA (D) MTA Angelus[®] (E) Retro MTA[®]

นำฟันที่เตรียมไว้ยึดกับเครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine, EZTest: Shimadzu, Kyoto, Japan) ให้แรงทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟันบริเวณกึ่งกลางพื้นเอียงด้านลิ้น (Lingual incline plane) ของปุ่มฟันด้านแก้ม (Buccal cusp) ด้วยแท่งหัวกดที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีรูปร่างกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1 มิลลิเมตร โดยให้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อวินาที¹⁵ (รูปที่ 2) บันทึกค่าแรงจนเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตัน



รูปที่ 2 หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน

Figure 2 The load applied at an angle of 15° to long axis of tooth

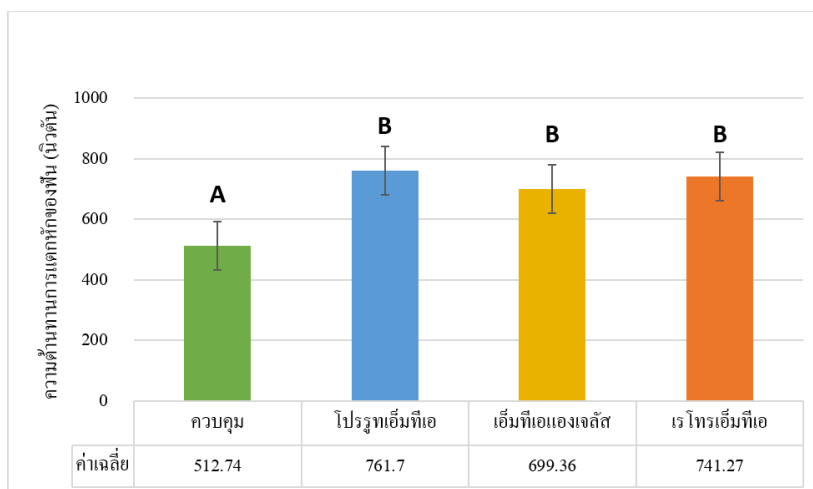
ศึกษาลักษณะการแตกหักของฟัน โดยแบ่งตำแหน่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่ง: ตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน กลุ่มที่สอง: ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน (Cervical one third) อยู่ระหว่างรอยต่อเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันถึง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน กลุ่มที่สาม:

ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน (Middle one third) อยู่ระหว่างรอยต่อ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟันถึง 1 ใน 3 ของปลายรากฟัน (รูปที่ 4A) และนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope-OPMI pico: Carl Zeiss, Göttingen, Germany) ด้วยกำลังขยาย 12.5 เท่า เพื่อดูลักษณะการแตกระหว่างวัสดุในกลุ่มเคลือบเซมิเคลเซมิเมนต์กับผนังคลองรากฟัน

วิเคราะห์ข้อมูลความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์และเรโทรมเอ็มทีเอ ในฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติเชฟเฟ (Scheffe test)

ผล

เมื่อวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติเชฟเฟ พบว่า กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ (741.27 ± 82.14 นิวตัน) เอ็มทีเอแองเจิลส์ (699.36 ± 93.41 นิวตัน) และ เรโทรมเอ็มทีเอ (741.27 ± 82.14 นิวตัน) มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา (512.74 ± 80.14) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มเคลือบเซมิเคลเซมิเมนต์แต่ละชนิด ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของวัสดุทั้งสามชนิด (รูปที่ 3)

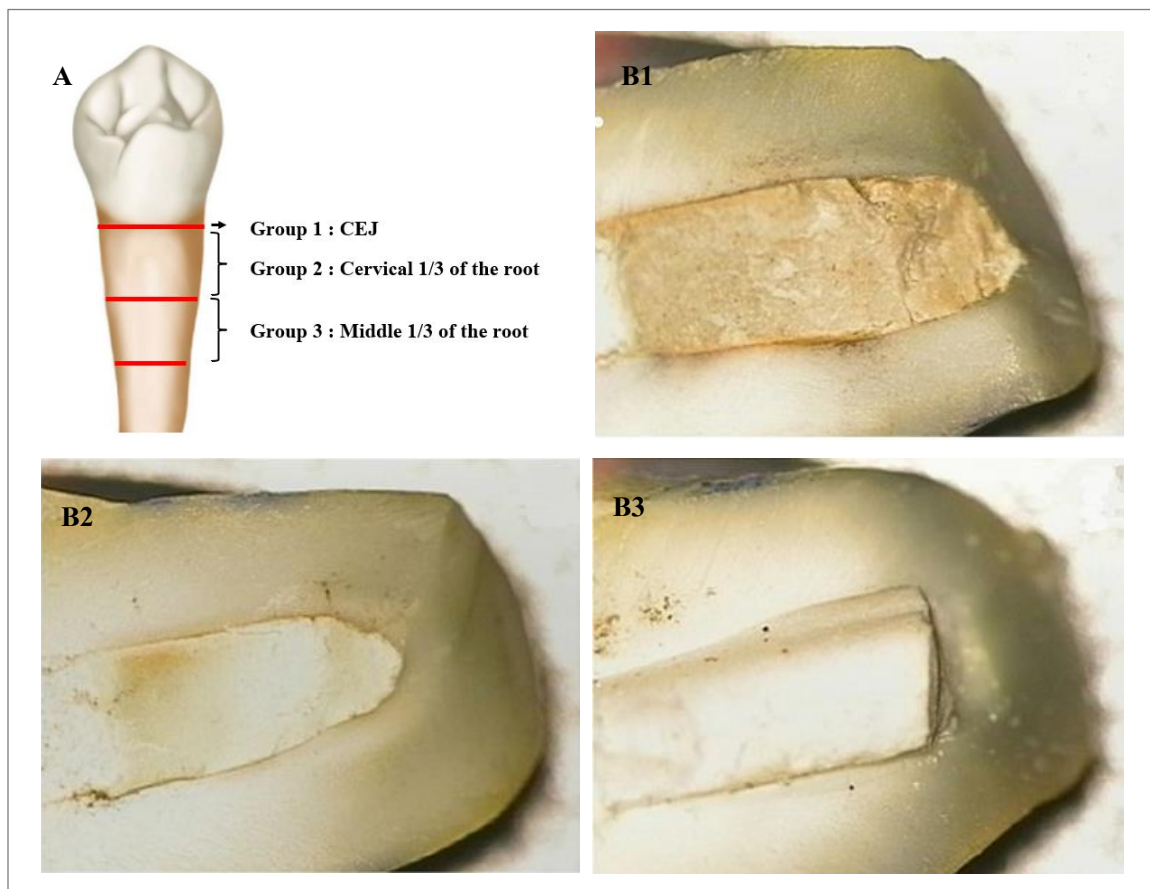


รูปที่ 3 กราฟแท่งแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงสูงสุดที่ทำให้เกิดการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

Figure 3 Bar chart illustrating the means and standard deviations of the maximum force at fracture within each group

จากการศึกษาแบบการแตกภายหลังจากการให้แรงค่อฟันจนเกิดการแตกหัก พบว่ารอยแตกมีลักษณะเฉียงลงสู่รากฟันและสามารถแบ่งตำแหน่งที่เกิดการแตกได้ 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่งระดับการแตกในตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน จำนวน 3 ใน 45 ซึ่ง กลุ่มที่สองการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 15 ใน 45 ซึ่ง และ กลุ่มที่สามการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 27 ใน 45 ซึ่ง

เมื่อนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ ปฏิบัติการทันตกรรม บริเวณพื้นผิวของผนังคลองรากฟันที่เกิดการแตกหัก พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบลักษณะการแตกดังกล่าวได้ทั้งในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส และเรโทรเอ็มทีเอ จำนวน 42 ใน 45 ซึ่ง (รูปที่ 4B)



รูปที่ 4 (A) ตำแหน่งการแตกของรากฟัน (B) ฟันที่ส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (B1) กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ (B2) เอ็มทีเอแองเจิลส (B3) เรโทรเอ็มทีเอ

Figure 4 (A) Fractured positions (B) Fractured positions were scanned by Dental Operating Microscope (B1) ProRoot® MTA (B2) MTA Angelus® (B3) Retro MTA®

บทวิจารณ์

การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดที่ผ่านมาได้ศึกษาในฟันหลายกลุ่มตัวอย่าง เช่น ฟันแกะ^{16,17} ฟันวัว^{18,19} ฟันมนุษย์สภาวะปลายรากฟันเปิดที่ถูกถอนด้วยเหตุจัดฟัน²⁰ ฟันมนุษย์จำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด³ ซึ่งการศึกษานี้เลือกทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่างของมนุษย์ที่ได้รับการจำลองสภาวะ

ปลายรากฟันเปิด เนื่องจากทำให้สามารถควบคุมการทดลองให้ฟันแต่ละซี่มีความใกล้เคียงกันและจำลองการบดเคี้ยวของมนุษย์จึงสามารถนำผลที่ได้มาเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการประยุกต์ใช้ทางคลินิก

การศึกษานี้เลือกใช้วิธีการเตรียมคลองรากฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในฟันกรามน้อยที่มีการเจริญ

ของรากฟันที่ระดับ 3 ซึ่งแบ่งตามการศึกษาของ Cvek ในปี 1991³ เนื่องจากเป็นระยะการเจริญของรากฟันที่สามารถเตรียมคลองรากฟันให้ได้ขนาดมาตรฐานเท่ากันทุกซี่และสามารถพบระยะดังกล่าวได้จริงในช่องปากมนุษย์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Cicek และคณะ ในปี 2017¹² ได้ศึกษาความต้านทานการแตกหักของฟันในการเจริญของรากฟันที่ระดับ 3 ในฟันตัดหน้าบน จากการศึกษาได้ทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่าง โดยมีความยาวเฉลี่ยอยู่ที่ 20-21 มิลลิเมตร²¹ และมีรากฟันยาวเฉลี่ย 12 มิลลิเมตร จึงได้เตรียมความยาวรากฟันให้มีความยาว 2 ใน 3 ของรากฟัน ซึ่งเท่ากับ 8 มิลลิเมตร และขยายตลอดคลองรากฟันด้วยฟิโชมเมอร์ ขนาด 1-6 เพื่อให้ได้อัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันต่อฟันที่ในคลองรากฟัน ตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันให้มีอัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 โดยภายหลังการเตรียมคลองรากฟันและอุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ได้มีการควบคุมคุณภาพของฟันที่นำมาศึกษาให้ได้มาตรฐานใกล้เคียงกันทุกซี่ โดยการถ่ายภาพรังสีดูลักษณะคลองรากฟันและความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับคลองรากฟันและความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุ

การศึกษานี้ได้เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุที่แตกต่างกัน 3 ชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ การเลือกวัสดุทั้ง 3 ชนิดนั้น เนื่องจากโปรรูทเอ็มทีเอเป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตชนิดแรกที่เกิดขึ้นโดยเกิดจากกระบวนการเผาและเป็นที่นิยมใช้ในงานเอ็นโดคอนดิกส์ โดยมีองค์ประกอบหลักเป็นพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ อีปซัม และสารที่บ่งสีเป็นบิสฟีนอลเอ ซึ่งมีการก่อตัวที่นาน 140-165 นาที^{22,23} ส่วนเอ็มทีเอแองเจิลส์เป็นวัสดุอีกชนิดที่เลือกใช้การศึกษาในครั้งนี้ ซึ่งเกิดจากกระบวนการเผาและมีองค์ประกอบคล้ายกับโปรรูทเอ็มทีเอแต่ไม่มีส่วนประกอบของอีปซัมจึงทำให้ระยะเวลาในการแข็งตัวของวัสดุน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ ซึ่งมีระยะเวลาในการแข็งตัวเริ่มต้น 15 นาที²⁴ เรโทรเอ็มทีเอเป็นวัสดุอีกชนิดที่เลือกใช้การศึกษาในครั้งนี้ เกิดจากกระบวนการสังเคราะห์จึงไม่พบสารพิษหลงเหลือภายในวัสดุ มีระยะเวลาการก่อตัวที่รวดเร็ว 3 นาที เนื่องจากมีอนุภาคของวัสดุขนาดเล็กจึงทำปฏิกิริยากับน้ำได้รวดเร็วยิ่งขึ้นและมีส่วนประกอบของแคลเซียมคาร์บอเนตที่ช่วยให้ระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุลดลง²⁵ นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอมีเซอร์โคเนียมออกไซด์เป็นสารที่บ่งสีแทนบิสฟีนอลเอ²⁶

การศึกษานี้ได้บูรณะส่วนตัวฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราวเควิต เนื่องจากต้องการศึกษาผลของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่อุดภายในคลองรากฟันต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน จึงได้บูรณะฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราว เพื่อลดปัจจัยของวัสดุบูรณะส่วนตัวฟันที่ส่งผลต่อค่าความต้านทานการแตกหักของฟัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Tuna และคณะ ในปี 2011²⁰ ได้ศึกษาในฟันกรามน้อยที่ถูกถอนด้วยเหตุผลการจัดฟันซึ่งยังเจริญไม่สมบูรณ์และบูรณะส่วนตัวฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราวไออาร์เอ็ม (Zinc oxide eugenol cement; IRM: Dentsply, Konstanz, Germany)

การศึกษานี้ได้ทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงสากด โดยการให้แรงกระทำต่อฟันในหนึ่งช่วงเวลา (Static measurement) โดยการศึกษาได้ทำในฟันฟันกรามน้อยล่างรากเดี่ยว และกำหนดให้หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน เพื่อจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันกรามน้อยบนและฟันกรามน้อยล่าง โดยค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยบนมีค่าเท่ากับ 7 องศา และค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยล่างมีค่าเท่ากับ 8.4 องศา²⁷

จากการศึกษานี้ไม่พบความแตกต่างของความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้ง 3 ชนิด ซึ่งอาจเกิดจากองค์ประกอบส่วนใหญ่ของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีความใกล้เคียงกัน คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต นอกจากนี้คุณสมบัติทางกายภาพ (Physical property) ของวัสดุ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นและความแนบสนิทที่ดีของโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอมีค่าไม่แตกต่างกัน โดยพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นเท่ากับ 15-30 จิกะปาสกาล²⁸ นอกจากนี้วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดมีความแนบสนิทที่ดีและมีความสามารถในการยึดติดกับผนังคลองรากฟันไม่แตกต่างกัน ซึ่งเกิดจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน²⁹ ร่วมกับการขยายตัวเล็กน้อยภายหลังการก่อตัวที่ใกล้เคียงกันของวัสดุทั้งสามชนิด โดยพบการขยายตัวของโปรรูทเอ็มทีเอ (0.08%)⁹ เอ็มทีเอแองเจิลส์ (0.088%) และเรโทรเอ็มทีเอ (0.09%)³⁰ มีค่าใกล้เคียงกัน

จากการศึกษานี้พบว่าความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด ในกลุ่มทดลองทั้งสามกลุ่มมีค่ามากกว่ากลุ่มควบคุมที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตาเปอร์ชา ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ EL-Ma'aita และคณะในปี 2012³¹ พบว่าฟันกรามน้อยที่อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูเทียมทีเอมีค่าความต้านทานการแตกของฟันในแนวตั้งมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตาเปอร์ชา เมื่อระยะเวลา 6 เดือน ซึ่งอาจมีสาเหตุจากความ เป็นหน่วยเดียวกัน (Monoblock) ระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน ทำให้เกิดความยึดหยุ่นสามารถดูดซับแรงและกระจายแรงได้ดี ทำให้ฟันเกิดความแข็งแรงมากยิ่งขึ้นและลดโอกาสการแตกหักของฟัน³²

ปัจจัยสำคัญในการเกิดความเป็นหน่วยเดียวกันคือค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นที่มีใกล้เคียงกันระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน การเสริมวัสดุที่มีค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันในฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์และมีผนังคลองรากฟันบาง เป็นผลให้การเปลี่ยนแปลงรูปร่างต่อแรงกระทำใกล้เคียงกับเนื้อฟันและเกิดการกระจายความเค้นได้ดีจึงลดโอกาสการแตกหักของฟัน โดยพอร์ดแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอมทีเอ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นในระยะเริ่มต้นเมื่อเกิดการก่อตัวของวัสดุมีค่าเท่ากับ 1.7 จิกะปาสกาล และเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป 2 สัปดาห์มีค่าเท่ากับ 15-30 จิกะปาสกาล²⁸ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นของเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11-20 จิกะปาสกาล³³

ความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้เกิดความเป็นหน่วยเดียวกัน โดยการเกิดปฏิกิริยาไฮดรอกซีจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์และทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ ซึ่งกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน²⁹ ร่วมกับการขยายตัวภายหลังการก่อตัวของวัสดุเป็นผลให้เกิดความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน^{9, 34}

ผลการทดลองในครั้งนี้มีแตกต่างจากการศึกษาของ Cicek และคณะในปี 2017¹² พบว่า เมื่ออุดโปรรูเทียมทีเอตลอดคลองรากฟันมีค่าความต้านทานการแตกหักน้อยกว่ากลุ่มที่โปรรูเทียมทีเอที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร อาจมีสาเหตุจากความดันสูงของวัสดุส่งผลให้การสูญเสียโครงสร้างโปรตีน (Denaturation) และ เกิดการสลายพันธะของโปรตีน (Hydrolysis) ระหว่างโครงสร้างของเนื้อฟันคือ ผลึกไฮดรอก

ซีอะพาไทต์และเส้นใยคอลลาเจน (Collagenous fibrils) โดยความดันที่สูงสามารถทำลายหมู่คาร์บอกซีเลต (Carboxylate) และหมู่ฟอสเฟต (Phosphate) เป็นผลให้เกิดการยุบตัวของโครงสร้างเนื้อฟันและเกิดความอ่อนแอ³⁵

เมื่อนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบได้ทั้งในกลุ่มโปรรูเทียมทีเอ เอมทีเอแอ่งเจ็ลส และเรโทรเอมทีเอ จำนวน 42 ใน 45 ซึ่ง อาจเกิดจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน เกิดเป็นพันธะเคมีระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน³⁶ โดยลักษณะของผลึกที่เกิดขึ้นช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงและเพิ่มความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน เป็นผลให้ลักษณะของชิ้นฟันที่เกิดการแตกหักมีการแยกภายในของเนื้อวัสดุและยังคงยึดติดกับผนังคลองรากฟัน

บทสรุป

การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูเทียมทีเอ เอมทีเอแอ่งเจ็ลส และเรโทรเอมทีเอ สามารถเพิ่มค่าความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด เมื่อเปรียบเทียบกับกรอุดด้วยกัตาเปอร์ชาและเอเอสพลัส ซิลเลอร์ แต่ไม่มีความแตกต่างระหว่างกลุ่มทดลอง และส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้สนับสนุนทุนอุดหนุนงานวิจัย ขอขอบพระคุณอ.ดร.ทพญ. จารุมา ศักดิ์ดี ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์เพื่อการปรับปรุงแก้ไขงานวิจัยในครั้งนี้มีความถูกต้องสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณคณาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และ ทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน และบุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือในการดำเนินงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Haavikko K. The formation and the alveolar and clinical eruption of the permanent teeth. An orthopantomographic study. *Fin Lakaresallsk Handl* 1970;66(3):103.
2. Andreasen J, Ravn J. Epidemiology of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample. *Int J Oral Sci* 1972;1(5):235-39.
3. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1992;8(2):45-55.
4. Okabe T, Sakamoto M, Takeuchi H, Matsushima K. Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J endod* 2006;32(3):198-201.
5. Siqueira Jr J, Lopes H. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J* 1999;32(5):361-69.
6. Endodontics AAO. AAE Clinical considerations for a regenerative procedure. 2018.
7. Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P. The use of mineral trioxide aggregate in one visit apexification treatment: a prospective study. *Int Endod J* 2007; 40(3): 186-97.
8. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J endod* 2010; 36(1): 16-27.
9. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J endod* 2008;34(1):80-82.
10. Pace R, Giuliani V, Pini Prato L, Baccetti T, Pagavino G. Apical plug technique using mineral trioxide aggregate: results from a case series. *Int Endod J* 2007;40(6):478-84.
11. Gaddalay S, Gite S, Kale A, Ahirao Y, Mohani S, Badgire A. A comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth using different obturating material: An *in-vitro* study. *Int J Sci Res* 2019;9(1):106-11.
12. Çiçek E, Yılmaz N, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S, Bilgin B. Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *J endod* 2017;43(10):1697-700.
13. Escribano-Escrivá B, Micó-Muñoz P, Manzano-Saiz A, Giner-Lluesma T, Collado-Castellanos N, Muwaquet-Rodríguez S. MTA apical barrier: In vitro study of the use of ultrasonic vibration. *J Clin Exp Dent* 2016; 8(3):e318.
14. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate—an *in vitro* study. *Endod Dent Traumatol* 2016;32(2):116-20.
15. Torabi K, Fattahi F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an *in vitro* study. *Indian J Dent Res* 2009; 20(3):282.
16. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J endod* 2007;33(4):480-83.
17. Hatibovic-Kofman Š, Raimundo L, Zheng L, Chong L, Friedman M, Andreasen JO. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Endod Dent Traumatol* 2008; 24(3):272-76.
18. Schmoldt SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE, Yaccino JM. Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *J endod* 2011;37(10): 1390-93.
19. Bortoluzzi E, Souza E, Reis J, Esberard R, Tanomaru M. Fracture strength of bovine incisors after intra radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J* 2007;40(9):684-91.
20. Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Endod Dent Traumatol* 2011;27(3):174-78.

21. Cohen S, Hargreaves KM. Pathways of the pulp. 9th ed. New York: Mosby;2006.
22. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J endod 1995;21(7):349-53.
23. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. J endod 2006;32(3):193-97.
24. Tanomaru-Filho M, Morales V, da Silva GF, Bosso R, Reis JM, Duarte MA, et al. Compressive strength and setting time of MTA and Portland cement associated with different radiopacifying agents. ISRN dent 2012;2012.
25. 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.
26. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, Retro MTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. J Conserv Dent 2015;18(6): 445.
27. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972;62(3):296-09.
28. Haecker CJ, Garboczi E, Bullard J, Bohn R. Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. Cem Concr Res 2005;35(10):1948-60.
29. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate based endodontic materials. Int Endod J 2013; 46(9):808-14.
30. Kang JY, Kim JS, Yoo SH. Comparison of setting expansion and time of OrthoMTA, ProRoot MTA and Portland cement. J Korean Acad Pediatr Dent 2011;38(3): 229-36.
31. EL-Ma'aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC. Resistance to vertical fracture of MTA filled roots. EndodDent Traumatol 2014;30(1):36-42.
32. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J endod 2007;33(4):391-98.
33. Kinney J, Marshall S, Marshall G. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14(1): 13-29.
34. Health NIO. Stem cell basics. Stem Cell Information. 2009 [cited 2009 Apr 18]. Available from: <http://stemcells.nih.gov/info/basics/basics6.asp>.
35. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Ford TRP. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root end filling materials. J endod 1995;21(6):295-99.
36. Hoshino E, Kurihara Ando N, Sato I, Uematsu H, Sato M, et al. *In vitro* antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. Int Endod J 1996; 29(2): 125-30.

ผู้รับผิดชอบบทความ

สุวิทย์ วิมลจิตต์

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เขตพัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

โทรศัพท์: 02 649 5000 #15112

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: suvit@swu.ac.th

Fracture Resistance of Simulated Open Apex Teeth Filled with Three Brands of Calcium Silicate Cement

Ancheun P* Wimonchit S**

Abstract

The aim of this study was to examine the fracture resistance of simulated immature teeth after root canal filling with three brands of calcium silicate cement. A total of sixty single-rooted lower premolars were sectioned to obtain an 8 mm length. An artificial open apex was prepared using a No.1- No.6 Peeso Reamers on entire the length of the tooth. After that, all specimens were randomly allocated into 4 groups of 15 teeth each, according to the type of calcium silicate cement: groups I (control) - completely filled with gutta-percha and AH+ sealer, groups II - ProRoot MTA, groups III - MTA angelus and groups IV - Retro MTA. Each specimen was then subjected to fracture testing using a Universal Testing Machine. The samples were loaded at a crosshead speed of 1 mm/min until the fracture occurred. The maximum force needed to fracture was recorded in newtons. The data were analyzed statistically by One-Way ANOVA with a Scheffe test. Results: The control group showed significantly lower fracture resistance compared to the other groups ($P < .05$). No significant differences in fracture resistance between the ProRoot MTA, MTA angelus, and Retro MTA groups were revealed ($P > .05$). The most common fracture level was the 1/3 middle in 27 of 45 teeth. The immature teeth were completely filled with ProRoot MTA, MTA angelus, and Retro MTA which seemed to increase fracture resistance.

Keywords: Fracture resistance/ Simulated open apex root/ Calcium silicate cement

Corresponding Author

Suwit Wimonchit

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics,

Faculty of Dentistry,

Srinakarinwirot University,

Wattana Bangkok, 10110.

Tel.: +66 2 649 5000 #15112

Email: suvit@swu.ac.th

* Dental Department, Sunpasitthiprasong Hospital, Amphur Muang, Ubonratchathani.

** Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakarinwirot University, Bangkok.

A Comparison of Five Conducting Media for Length Determination of Electronic Apex Locator Using a Simulation Model

Tanasoonrat P* Ackapolpanich T* Kong-ngoi N* Phuvoravan C**

Abstract

The aim of this study was to compare five conducting media for length determination of electronic apex locator using a simulation model. Fifty plastic teeth were performed the access opening and mounted in simulation models. Simulation models were constructed with a clear acrylic tube (8 mm. in diameter) filled with conducting media in a clear acrylic box (50x50x30 mm). They were randomly allocated into 5 groups (n=10) according to the conducting media used which were 0.9% sodium chloride (NaCl), 2.5% sodium hypochlorite (NaOCl), 2% chlorhexidine (CHX), 17% ethylenediamine tetraacetic acid (EDTA), and cell culture medium (Minimum Essential Medium, MEM). The working length of each tooth was recorded visually (actual working length, AWL) and measured by an electronic apex locator at 0.5 bar (electronic working length, EWL). The mean differences between AWL and EWL were calculated and statistically compared among groups with one-way ANOVA, followed by Tukey's HSD test ($p < 0.05$). Results showed that the mean differences in the 0.9% NaCl and MEM groups were significantly lower than the 2.5% NaOCl, 2% CHX and 17% EDTA groups. Under the limitations of this study, 0.9% NaCl and MEM were suitable conducting media for length determination of electronic apex locator using a simulation model.

Keywords: Conducting media/ Electronic apex locator/ Tooth length determination/ Simulation model

Received: April 01, 2020

Revised: January 12, 2021

Accepted: January 25, 2021

Introduction

Length determination of root canals during root canal treatment can be performed by electronic apex locators (EAL). The EAL is a very useful and reliable tool for obtaining root canal length.¹ Therefore, the use of EAL has been generally included in endodontic courses in the D.D.S curriculum.

The end point of root canal preparation should be located at the apical constriction (AC).² In the classic study by Kuttler, it was discovered that AC was located at a distance of 0.5-0.75 mm short of the apex.³ The new generation of EAL determines the position of AC by estimating the changes in impedance values between the tip of the file and the periodontal tissue around the root apex.¹ Numeric reading of the "0.5" bar on the EAL display screen was claimed by manufacturers to indicate the position of the file tip at the AC.¹

EAL in simulation model has been widely used in endodontic laboratories for dental students. Most of the simulation models were constructed with extracted or artificial teeth. The teeth were mounted in a container or dental model with conducting media.⁴⁻¹⁵ These conducting media acting as periodontal tissue. The electric circuit is completed when the endodontic file contacts the medium through the apical foramen. Several media and materials have been used, such as alginate,^{4-5, 8-10} silicone,¹¹ gelatin,^{5,12-13} agar,^{10,14} and 0.9% sodium chloride (NaCl).^{5-6,10,15} Among these media, alginate was the most frequently used, and showed promising results.^{4-5,8-10} However, alginate exhibits shrinkage and becomes more rigid after setting due to dehydration. A study by Alshwaimi and Narayanaopeta showed that the accuracy of EAL depended on the moisture content in alginate, therefore it can only be used within a limited timeframe.⁸

* Dental student, Faculty of Dentistry, Thammasat University, Pathumtani.

** Department of Endodontics, Faculty of Dentistry, Thammasat University, Pathumtani.

Simulation models which constructed with transparent material can aid students in understanding the relation between EAL readings and the position of endodontic file in root canal. Thus, the purpose of this study was to compare the accuracy of 5 transparent conducting media for length determination of EAL using clear simulation models.

Materials and Methods

Fifty simulation models were constructed with clear mandibular first premolar (Nissin dental product, Japan) mounted in a clear acrylic model. Before mounting, the access cavity was prepared by a tapered diamond bur to allow straight line access. Canal was dried with paper point. Tooth length was determined by the insertion of a #15 K-file (Maillefer, Switzerland) in the root canal until the tip of the file was visible at the apical foramen. The rubber stop was gently moved towards the reference point at the buccal cusp. The distance between rubber stop and the file tip was visually gauged using a Vernier caliper, which measures to the two decimal places. This length was minus with 0.5 mm, then the “actual working length (AWL)” was recorded. Measurement of AWL was conducted 3 times by the same operator, who was trained how to use the EAL.

Once all the measurements of AWL were recorded, plastic teeth were randomly allocated into 5 groups (n=10). Each plastic tooth was mounted in a clear acrylic

model. A model constructed with a clear acrylic tube with a diameter of 8 mm and a height of 20 mm, fixed in the middle of clear acrylic box with the dimensions of 50x50x30 mm (Figure 1). Clear acrylic box was designed to stabilize the model. While the tube was filled with conducting media according to the following groups: Group 1: 0.9% NaCl, Group 2: 2.5% sodium hypochlorite (NaOCl), Group 3: 2% chlorhexidine (CHX), Group 4: 17% ethylenediamine tetraacetic acid (EDTA), and Group 5: cell culture medium (Minimum Essential Medium, MEM, Gibco BRL, England). A stainless-steel wire was then immersed in the conducting media and secured with sticky wax. A lip clip was hooked to the outer end of the stainless-steel wire in order to transfer an electric current to EAL. The file clip was connected with a #15 K-file which was slowly inserted into the canal. Electronic length measurement was performed using RootZX (J. Morita, Japan).

The electronic working length (EWL) was taken when the signal on the display screen reached the “0.5” bar. At this point, the rubber stop was gently moved to the reference point at the buccal cusp. The file length was measured with a Vernier caliper (Figure 2). Measurement of EWL in each plastic tooth was conducted 3 times by the same operator.

Differences between the EWL and AWL were calculated in each tooth. Statistical comparisons of mean differences between groups were performed using one-way ANOVA, followed by Tukey’s HSD test ($p < 0.05$).

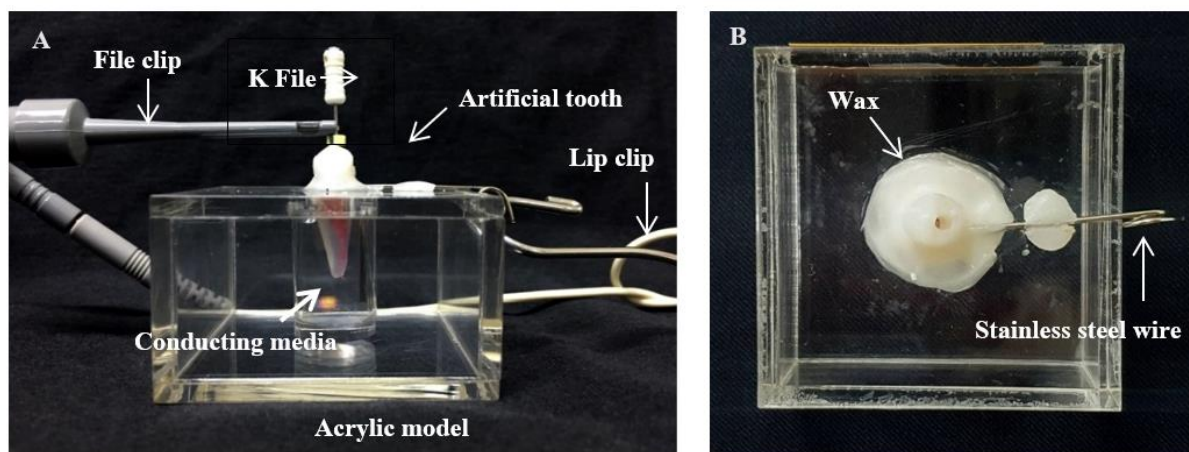


Figure 1 The simulation model constructed with artificial tooth and clear acrylic box. (A) side view, (B) top view

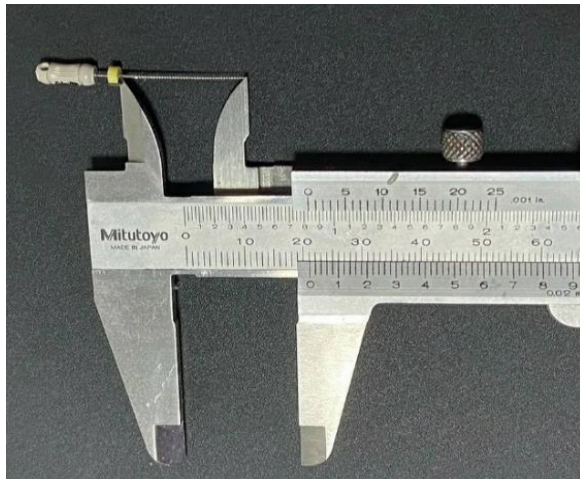


Figure 2 Measurement of K-file using a Vernier caliper

Results

Data of mean differences between AWL and EWL, standard deviation, and minimum and maximum differences are shown in table 1 and figure 3.

All conducting media showed promising results. The maximum difference of each group was within ± 0.5 mm from AWL. MEM demonstrated the lowest mean difference, followed by 0.9% NaCl, 2% CHX, 17% EDTA and 2.5% NaOCl, respectively. Comparison by one-way ANOVA followed by Tukey's HSD test showed that the mean differences were significantly lower in MEM and 0.9% NaCl groups ($p < 0.05$). There was neither a significant difference between the MEM and 0.9% NaCl groups nor the 2.5% NaOCl, 2% CHX and 17% EDTA groups.

The distribution of frequency of differences between EWL and AWL according to the conducting media can be seen in table 2. All samples in the 2.5% NaOCl and 17% EDTA groups distributed in range of -0.50 to 0.00 mm, indicated that EWLs were consistently short of AWLs. On the other hand, all samples in 2% CHX groups distributed between 0.00 to 0.50 mm, indicated that EWLs were consistently longer than AWLs. Samples in the 0.9% NaCl and MEM groups were distributed in both positive and negative values.

Table 1 The mean differences and the range of minimum to maximum differences between EWL and AWL in each group

Groups	Mean differences $\pm$ SD (mm)	Range (mm)
0.9% NaCl	0.14 $\pm$ 0.08	0.00-0.30
2.5% NaOCl	0.322 $\pm$ 0.07	0.20-0.46
2% CHX	0.29 $\pm$ 0.08	0.15-0.46
17% EDTA	0.303 $\pm$ 0.05	0.24-0.40
MEM	0.104 $\pm$ 0.07	0.06-0.14

Table 2 The distribution of frequency of distance between EAL and AWL according to conducting media

	0.9% NaCl	2.5% NaOCl	2% CHX	17% EDTA	MEM
-0.25 to -0.50 mm	1	9	0	8	1
0.00 to -0.25 mm	3	1	0	2	2
0.00 to 0.25 mm	6	0	5	0	7
0.25 to 0.50 mm	0	0	5	0	0

Negative value indicated reading short of apex

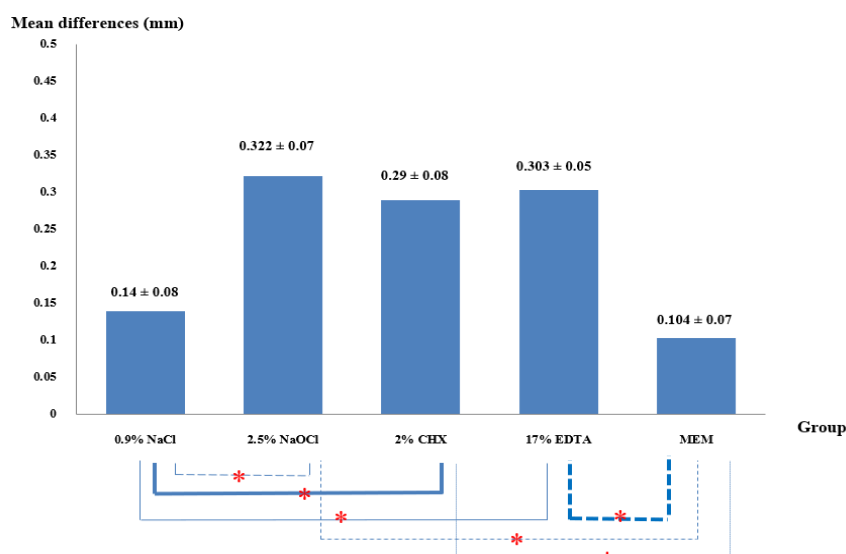


Figure 3 Bar graph representing mean differences between EAL and AWL, and significant differences between groups
(*Statistically significant difference of $p < 0.05$)

Discussion

In this study, a new simulation model was developed for EAL training. Clear plastic teeth were used in order to control size of root canal and diameter of apical foramen which could be influenced on accuracy of the EAL. Moreover, plastic root canal is not easily enlarged which practitioners can use this model several times.¹¹ Many studies successfully used plastic teeth for length determination.^{11,14-15} All clear components in this model provide the opportunity for dental students to investigate the relationship between EAL reading on screen and file position in root canal. However, because of the clear container of this simulation model, conducting media could not be obscured during EAL measurement. The EAL used in this study was Root ZX, as this device is widely used and provides a reliable reading index.^{1, 7,12,16} Nevertheless, the accuracy may be more precise if the measurements of AWL and EWL were determined under microscope.

The conducting media were of considerable importance for length determination of EAL using simulation model. Materials that can be used as conducting media in simulation models should have electrical conductivity. Electrical conductivity of solution creates by ions that carry the electricity through the liquid, and it represents substance's ability to conduct electrical currents. The more ions present, the more current can be carried.¹

The results of this study showed that mean differences in the MEM and 0.9% NaCl groups were statistically lower than the mean differences in the 2.5% NaOCl, 17% EDTA, and 2% CHX groups. MEM is a clear pink-colored chemical-based synthetic media which supports cell survival and proliferation, as well as cellular functions for cell culture technology.¹⁷ MEM contains several amino acids, vitamins, glucose and other salts such as calcium chloride, potassium chloride, magnesium sulfate, and sodium chloride. Amino acid levels of MEM are similar to the protein content of mammalian cells.¹⁸ This is, however, the first time that MEM has been used as a conducting media for length determination of EAL using a simulation model. While data from the MEM group proved accurate, MEM is more expensive than other conducting media used in this study. Furthermore, MEM requires preparation before use, and it can deteriorate when stored at room temperature.

0.9% NaCl is a mixture of sodium chloride in water. It has a number of uses in medicine, such as fluid replacement, cleansing of wounds, and nasal lavage. The mean difference of the 0.9% NaCl group was statistically equal to the MEM group. Sauerheber and Heinz showed that 0.9% NaCl has a good electroconductive property and ionic composition similar to blood plasma and biological tissue.¹⁹ Leonardo et al (2008) showed that 0.9% NaCl used as a

conducting media in a simulation model displays a high accuracy for length determination even though it was used for primary teeth.²⁰ In this study, both MEM and 0.9% NaCl groups showed high accuracy as the maximum difference between EWL and AWL were only 0.14 and 0.30 mm respectively.

Turning to the data in 2.5% NaOCl, 17% EDTA, and 2% CHX groups, this is the first time for these common root canal irrigants that have been used as conducting media in simulation models for length determination of EAL. These irrigants were selected because they are transparent and available in *clinic*. Moreover, literatures showed that they have electrical conductivity,^{21,22} which considered the most important properties of conducting media for length determination of EAL in simulation model. However, mean differences in 2.5% NaOCl, 17% EDTA, and 2% CHX groups showed significantly higher than MEM and 0.9% NaCl groups.

Electrical conductivity may be the key factor for the accuracy of EAL simulations models. The electrical conductivity of some root canal irrigants, culture mediums, body fluids, and blood have undergone testing. In 1976, Culkins reported electrical conductivity of 0.9% NaCl 16,000 $\mu\text{S}/\text{cm}$.²³ While Mazzoleni et al (1986) reported 15,400 $\mu\text{S}/\text{cm}$ for 0.9% NaCl and 13,800 $\mu\text{S}/\text{cm}$ for MEM.²¹ Shin et al (2012) reported 2,160 and 172,420 $\mu\text{S}/\text{cm}$ for 2% CHX and 1% NaOCl respectively.²² Compared to electrical conductivity of body fluid reported at 15,000 and 7,000 for blood,²⁴ it seems that the closer the electrical conductivity of conducting media is to human body fluid, the higher the accuracy of length determination of EAL used in simulation models. The electrical conductivity of MEM and 0.9% NaCl are close to that of the electrical conductivity of body fluid. This confirmed the results of our study that MEM and 0.9% NaCl enhanced the accuracy of EAL in simulation models. Whereas NaOCl which has very high electrical conductivity, the results showed that the EWLs were always short of AWLs. On the other hand, the 2% CHX group, with low electrical conductivity, reached 0.5 bar EAL only when K-file went through AWL. As precise working length determination is required for root canal treatment, an erroneous working length, either short or long, can compromise the outcome. A

short working length leaves uncleaned and unfilled root canal space in apical regions, while a long working length will lead to over-instrumentation and overextended obturation, causing significant postoperative discomfort and failure.

The simulation model used in this experiment was effective, inexpensive, and easy to assemble. The model provided a better understanding of the relation between the file position within the canal and the EAL reading. Conducting media in simulation model imitate condition in periapical area, because they also have electrical conductivity in the same way that body fluid has. The solute compositions of body fluid are classified into electrolytes (inorganic salts, acids, bases and some proteins) and nonelectrolytes (glucose, and lipids). Sodium is the major cation, and chloride is the major anion.²⁵ MEM and NaCl, which have similar compositions and electrical conductivity to body fluid, demonstrated the highest accuracy of EAL reading among other conducting media. However, 0.9% NaCl is considered the best conducting medium, due to the fact that it is inexpensive, colorless, and transparent, has a long shelf life, gives accurate length determination, and is widely available for laboratory settings.

Conclusion

Both 0.9% NaCl and MEM can be used as conducting media in simulation model for determining the working lengths using EAL. *Electrical conductivity* of conducting media may be the key factor for the accuracy of EAL using simulations models.

References

1. Nekoofar MH, Ghandi MM, Hayes SJ, Dummer PM. The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices. *Int Endod J* 2006; 39(8):595-609.
2. Wu MK, Wesselink PR, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89(1): 99-103.
3. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apices. *J Am Dent Assoc* 1955;50(5):544-52.

4. Tinaz AC, Alaçam T, Topuz O. A simple model to demonstrate the electronic apex locator. *Int Endod J* 2002;35(11):940-5.
5. Chen E, Kaing S, Mohan H, Ting SY, Wu J, Parashos P. An *ex vivo* comparison of electronic apex locator teaching models. *J Endod* 2011;37(8):1147-51.
6. Herbert J, Buchmann G. New multipurpose endodontic device developed in Germany for use in predoctoral and continuing dental education and science. *J Dent Educ* 2012;76(6):759-64.
7. Vajrabhaya L, Korsuwannawong S. The correlation between electronic and radiographic working length determination in resin model: a laboratory study. *J Dent Assoc Thai* 2013;63(3):129-36.
8. Alshwaimi EO, Narayanraopeta UB. Effect of time on electronic working length determination with a novel endodontic module in preclinical endodontic training. *Saudi J Med Sci* 2014;2(1):37-42.
9. Kaufman AY, Keila S, Yoshpe M. Accuracy of a new apex locator: an *in vitro* study. *Int Endod J* 2002;35(2):186-92.
10. Baldi J, Victorino F, Bernardes R, Moraes I, Bramante C, Garcia R, Bernardineli N. Influence of embedding media on the assessment of electronic apex locators. *J Endod* 2007;33(4):476-9.
11. Tchorz JP, Hellwig E, Altenburger MJ. Teaching model for artificial teeth and endodontic apex locators. *J Dent Educ* 2013;77(5):626-9.
12. Czerw RJ, Fulkerson MS, Donnelly JC. An *in vitro* test of a simple model to demonstrate the operation of electronic root canal measuring devices. *J Endod* 1994;20(12):605-6.
13. Guise GM, Goodell GG, Imamura GM. *In vitro* comparison of three electronic apex locators. *J Endod* 2010;36(2):279-81.
14. Nahmias Y, Aurelio JA, Gerstein H. An *in vitro* model for evaluation of electronic root canal length measuring devices. *J Endod* 1987;13(5):209-14.
15. Mello-Moura ACV, Bresolin CR, Moura-Netto C, Ito A, Araki AT, Imparato JCP, Mendes FM. Use of artificial primary teeth for endodontic laboratory research: experiments related to canal length determination. *BMC Oral Health* 2017;17(1):131.
16. Shabahang S, Goon W, Gluskin A (1996) An *in vivo* evaluation of Root ZX electronic apex locator. *J Endod* 22:616-8.
17. Yao T, Asayama Y. Animal-cell culture media: History, characteristics, and current issues. *Reprod Med Biol* 2017;16(2):99-117.
18. Biosera.com [Homepage on internet]: Biosera North America; Available from: <http://www.biosera.com/home/products/mem/#:~:text=MEM%20%CE%B1%20is%20a%20modification,%2C%20biotin%2C%20and%20ascorbic%20acid>.
19. Sauerheber R, Heinz B. Temperature effects on conductivity of seawater and physiologic saline, mechanism and significance. *Chem Sci J* 2015;6(4):1-5.
20. Leonardo MR, Silva LA, Nelson-Filho P, Silva RA, Raffaini MS. *Ex vivo* evaluation of the accuracy of two electronic apex locators during root canal length determination in primary teeth. *Int Endod J* 2008;41(4):317-21.
21. Mazzoleni A, Siskin B, Kahler R. Conductivity values of tissue culture medium from 20-degree C to 40-degree C. *Bio electromagnetics* 1986;7(1):95-9.
22. Shin HS, Yang WK, Kim MR, Ko HJ, Cho KM, Park SH, et al. Accuracy of Root ZX in teeth with simulated root perforation in the presence of gel or liquid type endodontic irrigant. *Restor Dent Endod* 2012;37(3):149-54.
23. Culkin F. Calibration of standard seawater in electrical conductivity. *Sci Total Environ* 1986;49:1-7.
24. Seoane F. Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring: Fundamental steps towards Clinical application. Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring: Fundamental Steps towards Clinical Application. 2007. PhD thesis, University College of Borås, Borås, Sweden.
25. Jain A. Body fluid composition. *Pediatr Rev* 2015; 36(4): 141-50.

Corresponding author

Chalermkwan Phuvoravan

Department of Endodontics,

Faculty of Dentistry, Thammasat University,

Amphur Klongluang,

Pathumthani, 12121.

Tel: +66 86 601 7888

E-mail: chalermk@staff.tu.ac.th

การเปรียบเทียบผลการใช้สารตัวนำห้าชนิดในการวัดความยาวคลองรากฟันด้วยเครื่องหยั่งปลายรากฟันไฟฟ้าในแบบจำลอง

ภาสกร ธนาสุนทรารัตน์* ธัญวรัตน์ อัครผลพานิช* นราธร กิ่งไธย* เฉลิมขวัญ ภู่วรรณ**

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของการทดลองนี้เพื่อเปรียบเทียบผลของสารตัวนำ 5 ชนิดที่ใช้ในการวัดความยาวคลองรากฟันด้วยเครื่องหยั่งปลายรากฟันไฟฟ้าเมื่อใช้ในแบบจำลอง โดยฟันพลาสติกจำนวน 50 ซี่ ถูกนำมาเปิดทางเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในและนำไปยึดติดกับแบบจำลอง ซึ่งแบบจำลองประกอบจากท่ออะคริลิกใส (เส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร) ที่เติมไว้ด้วยสารตัวนำ ฝังอยู่ในกล่องอะคริลิกใส (50X50X30 มิลลิเมตร) แบ่งฟันแบบสุ่มออกเป็น 5 กลุ่ม (กลุ่มละ 10 ซี่) ตามชนิดของสารตัวนำ ได้แก่ สารละลายโซเดียมคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 0.9 สารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 สารละลายคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2 เอทิลีนไดอะมีนเตตระอะซิติกแอซิดความเข้มข้นร้อยละ 17 และอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดมินิมัลเอสเซนเชียลมีเดีย ฟันแต่ละซี่ถูกบันทึกความยาวทำงานโดยการวัดด้วยตาเปล่า (ความยาวทำงานจริง, AWL) และโดยการวัดด้วยเครื่องหยั่งปลายรากฟันไฟฟ้าที่ระดับขีด 0.5 (ความยาวทำงานจากเครื่องมือไฟฟ้า, EWL) ค่าเฉลี่ยผลต่างระหว่างความยาวทำงานจริงและความยาวทำงานจากเครื่องมือไฟฟ้าถูกนำมาคำนวณและเปรียบเทียบทางสถิติด้วยวิธีความแปรปรวนแบบทางเดียว ตามด้วยการทดสอบดูร์กีเอชอสดี ($p < 0.05$) ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างความยาวทำงานจริงกับความยาวทำงานจากเครื่องมือไฟฟ้าในกลุ่มโซเดียมคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 0.9 และกลุ่มอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดมินิมัลเอสเซนเชียลมีเดียมีค่าน้อยกว่ากลุ่มสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 กลุ่มสารละลายคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2 และกลุ่มเอทิลีนไดอะมีนเตตระอะซิติกแอซิดความเข้มข้นร้อยละ 17 อย่างมีนัยสำคัญ ภายใต้ข้อจำกัดจากการทดลองนี้สรุปได้ว่าโซเดียมคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 0.9 และอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดมินิมัลเอสเซนเชียลมีเดียมีความเหมาะสมที่จะใช้เป็นสารตัวนำสำหรับวัดความยาวคลองรากฟันด้วยเครื่องหยั่งปลายรากฟันไฟฟ้าในแบบจำลอง

คำไ้รหัส: สารตัวนำ/ เครื่องหยั่งปลายรากฟันไฟฟ้า/ การวัดความยาวฟัน/ แบบจำลอง

ผู้รับผิดชอบบทความ

เฉลิมขวัญ ภู่วรรณ

สาขาวิชาวิทยาเ็นโคดอนท์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

อำเภอคลองหลวง

จังหวัดปทุมธานี 12121

โทรศัพท์: 086 601 7888

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: chalermk@staff.tu.ac.th

* นักศึกษาคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จังหวัดปทุมธานี

** สาขาวิชาวิทยาเ็นโคดอนท์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จังหวัดปทุมธานี

Water Sorption and Solubility of Resin Composite Core Build-up Materials

Jantasi P* Champirat T**

Abstract

The aim of the current study was to investigate the water sorption and solubility properties of various core build-up resin composites after 30 days of immersion. Three resin-based materials were tested including MultiCore®Flow, Filtek™ Bulk Fill, and Filtek™ Z350XT. All 30 specimens ($n=10$) were prepared according to ISO 4049:2009. The specimens were stored in the desiccator of $37\pm 2^\circ\text{C}$ for 22h and at $23\pm 1^\circ\text{C}$ for 2h and then weighed with a precision accuracy of ± 0.1 mg to obtain the initial constant mass. After a total immersion time of 30 days in distilled water, the specimens were weighed and dried in the desiccator to obtain other constant mass. Water sorption and solubility values were calculated and any statistical differences were determined by using one-way ANOVA at a significant level of 0.05. The result found that MultiCore®Flow and Filtek™ Bulk Fill showed lower water sorption value than Filtek™ Z350XT significantly ($p<0.001$) with the value of $15.63\pm 0.88\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$, $14.46\pm 1.72\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$, and $18.88\pm 1.74\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$ respectively. Additionally, all tested materials demonstrated significantly different solubility behavior ($p<0.001$). MultiCore®Flow had the lowest solubility ($2.34\pm 0.59\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$), followed by Filtek™ Bulk Fill ($4.43\pm 0.96\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$), and Filtek™ Z350XT ($6.34\pm 1.17\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$). In conclusion, resin-based core build-up materials tested in this study exhibited significantly different water sorption and solubility behavior. MultiCore®Flow had the lowest sorption and solubility, while Filtek™ Z350XT had the highest. According to ISO 4049 standards, all tested materials showed acceptable water sorption and solubility behavior.

Keywords: Water sorption/ Solubility/ Resin composites/ Core build-up materials

Received: April 27, 2020

Revised: November 30, 2020

Accepted: December 01, 2020

Introduction

Properties of foundation materials can affect the clinical outcome of the fixed prosthetic restorations, especially in cases with extensive loss of coronal tooth structure. Several types of resin-based materials are widely used as a core build-up material due to its favorable properties particularly tooth-like color, adequate mechanical properties, and curing time period that facilitates immediate preparation. Those types include dual-cured core build-up material, which usually comes in form auto-mixing gun type, and light-cured resin composite, which is normally used as restorative material by incremental or bulk-filled technique. However, water sorption and solubility behaviors of the resin composites have shown to have unfavorable effect in physical and mechanical properties including modulus of elasticity, surface hardness, wear resistance, and color stability. These properties are significantly concerned for the longevity of the

core build-up materials.¹⁻⁶ Since dental resin-based restorative materials are continuously exposed to the wet environment, which is the oral cavity, thus the properties of water sorption and solubility play an important role in their long term success.^{4,5} Resin-based core build-up materials, which are usually filled in the extensively damaged tooth structure in conjunction with prefabricated fiber posts, are often left exposed in the oral cavity prior to the tooth preparation procedure in the next visit, which could be delayed for several weeks or months. This type of clinical situation might result in long term exposure of resin core build-up material to the moist environment inevitably.

Previous study in 2014 investigated water sorption behavior of the four different resin-based materials, including Grandio Core, Core.X Flow, Bright Flow core and Speedee. The result from this study demonstrated significantly

* Dental Department, Somdejprabboromrachineenart Natawee Hospital, Amphur Na Thawi, Songkhla.

** Department of Advanced General Dentistry, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok.

different water sorption and solubility among all four tested materials.⁷ Limited studies were interested in investigating water sorption and solubility of the resin-based materials commonly used as core build-up materials among most dental professions.

MultiCore[®] Flow, dual-cured resin composite material that comes in form of auto mix syringe which facilitates the direct injection into the prepared cavity; Filtek[™] Bulk Fill, the light-activated restorative composite that could be bulk placed into the tooth cavity; and Filtek[™]Z350XT, the light-cured nanocomposite which has to be incrementally placed into the cavity, are those three resin composite materials most commonly used as core build-up materials in restoring severely damaged tooth. Previous study of short and long-term water sorption behavior of resin-based materials has shown that the maximum amount of water gain occurred during the first month of testing time period, therefore, one-month immersion time period would sufficiently represent accurate water sorption and solubility behavior of the materials.⁷

It would be beneficial for clinicians to have some more information on the resin composite core build-up materials being widely used in regular dental practice to assist in selection of the material with the lowest value of water sorption and solubility for long term success.

The purpose of this study was to investigate the water sorption and solubility properties of various resin composite core materials after 30 days of immersion time.

Materials and Methods

Three types of the tested materials are shown in Table 1. Ten specimens of each group (n=10) were prepared according to ISO 4049:2009. Mould for the preparation of a disc specimen with the dimensions of 15.0±0.1 millimeter (mm) in diameter and 1.0±0.1 mm in depth was used to prepare specimen discs. The materials were filled into the metal mould with a piece of transparent polyester film on the top and bottom side. Filtek[™]Z350X and Filtek[™]Bulk Fill (shade A3) were condensed into the mould using hand instrument while MultiCore[®]Flow was injected into the mould. After having displaced the excess material, the mould

was then covered with the glass slide while curing each side of the specimens with overlapping irradiation from the inner-center to the outer-peripheral part of the specimens using the LED light-curing unit (Elipar S10, 3M ESPE, St.Paul, MN, USA) with the light intensity greater than 1000 mW/cm.² All specimens were then finished using fine-grit sand paper. The thickness and diameter of each specimen disc were measured with micrometer (Series111, Mitutoyo, Kanagawa, Japan) and the volume of each specimen was calculated. The specimens were then stored in the desiccator of 37±2 °C for 22 hours (h) and transferred to be stored in the second desiccator at 23±1 °C for 2h. After that, the specimens were weighed to an accuracy of 0.1milligram (mg) (Precisa 262 SMA-FR, Precisa Instrument AG, Dietikon, Switzerland) and their mass were carefully recorded. The cycle was repeated until the mass loss of each specimen was not more than 0.1 mg in any 24 h, thus, the value was recorded as a constant mass, m_1 . Consequently, the specimens were immersed in distilled water at 37±1 °C for 30 days by having 3 mm space between each specimen to assure the complete immersion. After a total immersion time of 30 days, all specimens were removed from water, blotted away the surface water until they were free from visible moisture and waved in the air for 15 seconds. The specimens' mass was recorded at this point as m_2 . Consequently, the specimens were reconditioned to a constant mass in the desiccators using the same cycle as described above until the mass loss of each specimen was not more than 0.1 mg in any 24 h. The constant mass m_3 was then carefully recorded. Each value at each procedure was an average of the three repeated value for each specimen. Water sorption and solubility values were calculated using the specific equation.

Water sorption (W_{sp}) of each specimen was calculated using the equation⁸:

$$W_{sp} = (m_2 - m_3) / V$$

Where

m_2 is the mass of the specimen (μg) after immersion in water

m_3 is the mass of the reconditioned specimen (μg)

V is the volume of the specimen (mm³)

Solubility (W_{sl}) of each specimen was calculated using the equation⁸:

$$W_{sl} = (m_1 - m_3) / V$$

Where

m_1 is the conditioned mass (μg) prior to immersion in water

m_3 is the mass of the reconditioned specimen (μg)

V is the volume of the specimen (mm^3)

Statistical analysis

One-way ANOVA and Tukey Method were used to determine statistical differences among the mean water sorption and solubility of each group at a level of significance of .05 using SPSS version 18.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Table 1 Tested materials, their compositions, and manufacturer information

Material	Composition	Filler (wt%)	Lot number
MultiCore [®] Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA inorganic fillers (barium glass, Ba-Al-fluorosilicate glass, silicon dioxide, and ytterbium trifluoride)	54.65	T37741
Filtek [™] Bulk Fill (3M ESPE, St.Paul, MN, USA)	AUDMA, UDMA and 1, 12-dodecane-DMA non-agglomerated/non-aggregated 20 nm silica filler, a non-agglomerated/ non-aggregated 4 to 11 nm zirconia filler, an aggregated zirconia/silica cluster filler and a ytterbium trifluoride filler	76.5	N609985
Filtek [™] Z350XT (3M ESPE, St.Paul, MN, USA)	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, small amounts of TEGDMA non-agglomerated/non-aggregated 20 nm silica filler, a non-agglomerated/ non-aggregated 4 to 11 nm zirconia filler, and loosely bound agglomerated zirconia/silica nanocluster	78.5	N679116

Bis-GMA (bisphenol-A-glycidylmethacrylate), UDMA (urethane dimethacrylate), TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate), AUDMA (aromatic urethane dimethacrylate), Bis-EMA (bisphenol-A-diglycidylmethacrylate ethoxylated), DMA (dimethacrylate)

Results

Filtek[™]Z350XT showed significantly higher mean of water sorption value ($18.88 \pm 1.74 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) compared to MultiCore[®]Flow and Filtek[™]Bulk Fill after 30 days of immersion in water ($p < 0.001$). Filtek[™]Bulk Fill demonstrated the lowest mean of water sorption value ($14.46 \pm 1.72 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) among other tested materials, however, the mean water sorption of Filtek[™]Bulk Fill was not significantly different from that of MultiCore[®]Flow ($15.63 \pm 0.88 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) as presented in Table 2.

The three tested materials were significantly different from each other regarding their solubility properties ($p < 0.001$). MultiCore[®]Flow had the lowest solubility value ($2.34 \pm 0.59 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), while Filtek[™]Z350XT showed the highest value ($6.34 \pm 1.17 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) among all tested groups. Solubility behavior of Filtek[™]Bulk Fill ($4.43 \pm 0.96 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) was superior to Filtek[™]Z350XT, nevertheless, the value was still higher than that of MultiCore[®]Flow.

Table 2 Mean (SD) of water sorption and solubility of the tested materials

Materials	Water sorption [#] ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubility [*] ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)
MultiCore [®] Flow	15.63 (0.88) ^A	2.34 (0.59) ^a
Filtek [™] Bulk Fill	14.46 (1.72) ^A	4.43 (0.96) ^b
Filtek [™] Z350XT	18.88 (1.74) ^B	6.34 (1.17) ^c

[#] Groups with different upper case superscript were significantly different in water sorption ($p < .001$).

^{*} Groups with different lower case superscript were significantly different in solubility ($p < .001$).

Discussion

The current study compared water sorption and solubility properties of three resin-based core build-up materials. The results revealed differences of those properties among all tested groups. Regarding water sorption behavior, MultiCore[®]Flow and Filtek[™]Bulk Fill showed significantly better performance than Filtek[™]Z350XT. Almost similar to its sorption behavior, MultiCore[®]Flow demonstrated the lowest solubility among all materials. According to ISO 4049 standards, the water sorption and solubility values must be lower than 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ and 7.5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ respectively.⁸ The water sorption and solubility values of all tested materials obtained in this study were considerably lower than the threshold values. High water sorption and solubility would adversely affect the physical and mechanical properties of the resin-based materials, including strength, modulus of elasticity, surface hardness, wear resistance, and color stability.^{1,3,5,6,9}

Water sorption and solubility of resin-based materials can be affected by many factors, including material types, the efficiency of polymerization, matrix composition variations, filler size, and distribution.^{5,9} Monomer compositions in the matrix of the resin-based materials may influence their water sorption behavior. The more hydrophilic monomer presented in the material, the more amount of water gained was expected.⁴ Most resin composite materials utilize bisphenol-A-glycidylmethacrylate (Bis-GMA) as the matrix resin. Since Bis-GMA is highly viscous, more fluid difunctional monomer such as triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) needs to be added to dilute the viscosity of the material. The added diluent monomers coupled with Bis-GMA tend to adversely affect the properties of the matrix material including the increase of water sorption.³ Previous studies revealed that the materials with Bis-GMA and TEDGMA tended to gain more water than the materials without them.^{1,10} This may be the reason why Filtek[™]Z350XT, which contains Bis-GMA and TEDGMA, had higher water sorption value than Filtek[™]Bulk Fill in this study. However, MultiCore[®]Flow also contains Bis-GMA

and TEDGMA according to the manufacturer, its sorption value was observed to be lower than that of Filtek[™]Z350XT. A previous study suggested that the relative proportion of each monomer in the matrix should also be taken into consideration rather than the composition of the matrix alone.⁵

Fillers also play a role in water sorption of resin composites. Resin composite with small-size filler tends to have higher water sorption value because of higher volume fraction of polymer. Previous studies showed an inverse correlation between water sorption and the filler loading of the resin-based materials. The lowest water sorption was observed in the material with the highest filler loading percentage.^{7,9,11} In contrast to previous studies, the result from this study showed that the lowest water sorption was found in the material with the lowest percentage of the filler, which is MultiCore[®]Flow. Moreover, Filtek[™]Bulk Fill and Filtek[™]Z350XT had almost comparable percentage by weight of filler, however, they showed different water sorption behavior significantly. Besides the monomers and filler components, the quality and stability of coupling agent also had an effect on water sorption of resin composites.¹²

All of the components in dental resin composites, including monomers and fillers, could be leached out from the material into water determining solubility properties of the material. However, monomers make up the large majority of the eluted components.¹³ During polymerization process, monomers react to form cross-linked polymer chains. The enlarged polymer chains are found to be difficult to participate efficiently in the polymerization process, which consequently result in the presence of unreacted monomers. These unreacted monomers are the components that mostly found eluted from the resin composite. The percentage of reacted monomer after polymerization is known as the degree of conversion. Higher degree of conversion results in less unreacted monomers available to be leached out from the material and thereby lower solubility value. The degree of conversion depends on the monomer composition and does

not differ between chemically activated and light-activated materials containing the same monomer composition as long as adequate light curing is used.¹⁴ Since the materials used in this study contained dissimilar monomer composition, the degree of conversion might be different. However, the degree of conversion of the tested materials was not determined in this study, so the difference could not be verified.

Filler size and type had some contributions on solubility of resin composites in that smaller molecules tend to have enhanced mobility and are expected to be eluted at a faster rate than larger and bulkier molecules.¹² However, there were limited studies generated on this topic.^{3,13} Barium glass is more readily leached into water than silica particles resulting that resin composites with barium glass filler are more unstable than those with silica fillers.^{9,15} Silica-containing resin composites could also have high solubility since water in contact with silica filler surfaces can break siloxane bonds and consequently induces debonding of the filler particles.³ This study found the lowest solubility in barium glass-containing MultiCore[®]Flow, whereas higher solubility in silica-containing Filtek[™] Bulk Fill and Filtek[™] Z350XT. Solubility is affected by fillers to some extent, however its greatest influence comes mainly from monomers.

Additional investigation was done in this study by observing the tested specimens under light microscope at 100X magnification (CX31, Olympus, Tokyo, Japan). MultiCore[®]Flow specimens appeared to be more homogeneous than other tested materials, in which air-filled voids were to be noticed as shown in Figure 1. Voids in the material may increase the surface exposed to water and may lead to inhibitions zones with unpolymerized materials, thus, accelerate water sorption and solubility.^{4,9,16} The ease of handling's method of injectable MultiCore[®]Flow can be attributed to its ability to be homogeneously developed resulting in better water sorption and solubility behavior than other tested materials. Previous study in 1996 demonstrated that the application mode of resin composite influenced the

presence of voids in the restoration. The number of voids in resin composite was found to be lower for the injection technique than that of the incremental condensation technique.¹⁷

The results of sorption and solubility are expected to be correlated in the same way since the unreacted components can only be leached out when water penetrates into the material.^{7,10} This is in agreement with the result in this study that all the tested materials had the same ranking regarding their sorption and solubility behavior. MultiCore[®]Flow showed lower value of both water sorption and solubility, whereas Filtek[™] Z350XT showed the highest in both aspects.

Although the result in this study did not entirely coincide with the previous studies, the mean sorption and solubility values of all tested materials were reported to be lower than standard value, implying that all tested materials in this study can be safely used as core build-up materials regarding their sorption and solubility properties. However, the technique of handling these materials in clinical practice should be of interest as having air voids or non-homogeneous layers in the materials may create higher chance of increasing water sorption and solubility besides the inherent property of the materials themselves.

This study aimed to compare water sorption and solubility of the commonly used core build-up resin composites to provide an information for dentists to assist in material selection regarding this aspect. To decide which materials are to be properly chosen does not depend only on the sorption and solubility behavior, however, other properties such as strength, wear resistance, microleakage, hygroscopic expansion and shrinkage or the ease of material's application should also be considered.



Figure 1 Representative images of MultiCore®Flow, Filtek™ Bulk Fill and Filtek™ Z350XT specimens under light microscope at 100X magnification from left to right respectively. Voids could be observed in all tested materials, however, fewer voids were noticed in MultiCore®Flow (left) compared with other materials.

Conclusion

Within the limitations of this *in-vitro* study, the conclusion could be drawn that after 30 days of immersion time in water, all tested materials had significantly different water sorption and solubility values. MultiCore®Flow and Filtek™Bulk Fill exhibited significantly lower water sorption value than Filtek™ Z350XT. Moreover, MultiCore®Flow showed the lowest solubility value, while Filtek™Z350XT showed the highest. All tested materials including MultiCore®Flow, Filtek™ Bulk Fill and Filtek™ Z350XT showed acceptable water sorption and solubility values according to ISO standards.

References

1. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
2. Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater* 2001;17(5):394-401.
3. Berger S, Palialol A, Cavalli V, Giannini M. Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. *Braz Dental J* 2009;20(4):314-8.
4. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials* 1998;19(1-3):77-83.
5. Archegas LR, Caldas DB, Rached RN, Vieira S, Souza EM. Sorption and solubility of composites cured with quartz-tungsten halogen and light emitting diode light-curing units. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(2):73-80.
6. Shintani H, Satou N, Yukihiro A, Satou J, Yamane I, Kouzai T, et al. Water sorption, solubility and staining properties of microfilled resins polished by various methods. *Dent Mater J* 1985;4(1):54-62.
7. Zankuli MA, Devlin H, Silikas N. Water sorption and solubility of core build-up materials. *Dent Mater* 2014;30(12):e324-9.
8. ISO4049. Dentistry-polymerbased restorative materials. International Organization for Standardization 2009.
9. Al Qahtani MQ, Binsufayyan SS, Al Shaibani HA, Lamri HG. Effect of immersion media on sorption and solubility of different tooth-colored restoratives. *Pak Oral Dental J* 2012;32(2):304-10.
10. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Pfeifer CS, Braga RR. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites. *Dent Mater* 2013;29(4):398-404.

11. Yap A, Wee K. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Oper Dent* 2002;27(2):147-53.
12. Kalachandra S, Taylor DF, DePorter CD, Grubbs HJ, McGrath JE. Polymeric materials for composite matrices in biological environments. *Polymer* 1993;34(4):778-82.
13. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21(4):441-52.
14. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12th ed. Philadelphia: Saundery; 2012.
15. Soderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984;63(10):1248-54.
16. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent* 2003;31(1):43-50.
17. Opdam NJ, Roeters JJ, Peters TC, Burgersdijk RC, Teunis M. Cavity wall adaptation and voids in adhesive Class I resin composite restorations. *Dent Mater* 1996;12(4):230-5.

Corresponding author

Tharee Champirat

Department of Advanced General Dentistry,

Faculty of Dentistry, Mahidol University,

Ratchathewi, Bangkok.

Tel.: +66 2 200 7853 - 4

Fax.: +66 2 200 7852

E-mail: tharee.cha@mahidol.edu

การดูดน้ำและการละลายของวัสดุสร้างแกนฟันชนิดเรซินคอมโพสิต

ภัทรวรรณ จันทศรี* ธารี จำปรัตน์**

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติการดูดน้ำและการละลายของวัสดุสร้างแกนฟันชนิดเรซินคอมโพสิต ได้แก่ มัลติคอร์ โฟลว์ ฟิลเทคบลัคฟิลล์ และ ฟิลเทคชี 350 เอ็กซ์ที ทำการศึกษาคูสมบัติการดูดน้ำและการละลาย ด้วยการเตรียมชิ้นตัวอย่างกลุ่มละ 10 ชิ้นตามมาตรฐาน ไอเอสโอ 4049:2009 นำชิ้นตัวอย่างไปเก็บไว้ในโถดูดความชื้นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 22 ชั่วโมง จากนั้นนำไปเก็บไว้ในโถดูดความชื้นที่อุณหภูมิ 23 ± 1 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง แล้วนำชิ้นตัวอย่างมาวัดมวลโดยใช้เครื่องชั่งวิเคราะห์ที่มีความแม่นยำ 0.1 มิลลิกรัม จนได้ค่ามวลคงที่ จากนั้นนำกลุ่มตัวอย่างไปแช่น้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 30 วัน จึงนำกลับมาวัดมวลอีกครั้ง แล้วนำกลับไปไว้ในโถดูดความชื้นตามกระบวนการข้างต้น จนวัดได้ค่ามวลคงที่ ที่มีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 0.1 มิลลิกรัม นำค่าที่ได้จากการทดลองมาคำนวณหาการดูดน้ำและการละลาย แล้วนำไปวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติวิเคราะห์ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษาพบว่า มัลติคอร์ โฟลว์ และ ฟิลเทคบลัคฟิลล์ มีการดูดน้ำที่ต่ำกว่า ฟิลเทคชี 350 เอ็กซ์ที อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ค่าที่ได้คือ 15.63 ± 0.88 , 14.46 ± 1.72 และ 18.88 ± 1.74 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตรตามลำดับ และวัสดุทั้งสามชนิดมีค่าการละลายที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) โดยมัลติคอร์ โฟลว์ มีค่าการละลายต่ำที่สุด (2.34 ± 0.59 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร) ขณะที่ฟิลเทคชี 350 เอ็กซ์ที มีค่าการละลายสูงที่สุด (6.34 ± 1.17 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร) ส่วนฟิลเทคบลัคฟิลล์ มีค่าการละลายที่สูงกว่ามัลติคอร์ โฟลว์ แต่ต่ำกว่าฟิลเทคชี 350 เอ็กซ์ที (4.43 ± 0.96 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร) กล่าวโดยสรุปคือ วัสดุสร้างแกนฟันชนิดเรซินคอมโพสิตทั้ง 3 ชนิดนี้ มีค่าการดูดน้ำและการละลายแตกต่างกันเมื่อนำไปแช่น้ำเป็นเวลาหนึ่งเดือน แต่อย่างไรก็ตามค่าการดูดน้ำและการละลายของวัสดุทั้ง 3 ชนิดยังอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนด

คำใบ้รหัส: การดูดน้ำ/ การละลาย/ เรซินคอมโพสิต/ วัสดุสร้างแกนฟัน

ผู้รับผิดชอบบทความ

ธารี จำปรัตน์

ภาควิชาทันตกรรมทั่วไปชั้นสูง

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ราชเทวี กรุงเทพฯ

โทรศัพท์: 02 200 7853-4

โทรสาร: 02 200 7852

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: tharee.cha@mahidol.edu

* แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลสมเด็จพระบรมราชินีนาถ อำเภอนาทวี จังหวัดสงขลา

** ภาควิชาทันตกรรมทั่วไปชั้นสูง คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพฯ

Intrusion of Maxillary Posterior Teeth with Miniscrew Anchorage: A Finite Element Study

Tangsumroengvong V* Patanaporn V** Rungsiyakul C*** Chalermwong H ****

Abstract

The purposes of this study were to evaluate the displacement pattern of all maxillary teeth and the von Mises stress distribution in the periodontal ligament when using different maxillary posterior intrusion mechanics with miniscrew anchorage, analyzed using a finite element method. Finite element models of maxillary teeth with periodontal ligament and alveolar bone were constructed. For each pattern of mechanics, a 100-g of intrusion force was applied and distributed to the miniscrew on the buccal and palatal sides. In Model 1, one miniscrew was inserted between the roots of the first and second molar teeth on the buccal side. In Model 2, one miniscrew was placed on the buccal side and a transpalatal arch (TPA) connected the first molars. In Model 3, two miniscrews were placed between the roots of the first and second molar teeth, one on the buccal and one on the palatal sides. The stress distribution in the periodontal ligament and the displacement of the teeth were analyzed using ABAQUS software. The result showed that the posterior teeth in Model 1 were intruded and tipped buccally and the overall stress values were highest. In Model 2, the posterior teeth were intruded along the long axis with no tipping. The overall stress values were lower than in other models. In Model 3, the posterior teeth were intruded and slightly tipped palatally. In all models, the anterior teeth were slightly extruded and had a low stress concentration in the PDL. In conclusion, posterior tooth intrusion with one miniscrew on the buccal side with a TPA provided balanced intrusion with less concentration of stress in the PDL than did the other types of mechanics.

Keywords: Posterior tooth intrusion/ Miniscrew/ Periodontal Ligament/ Finite element analysis

Received: July 25, 2020

Revised: December 08, 2020

Accepted: January 11, 2021

Introduction

Intrusion of posterior teeth is required for the closure of anterior open bite and the intrusion of extruded molar teeth.^{1,2} Conventional methods of posterior tooth intrusion, such as high pull headgear, Multiloop-Edgewise-Archwire (MEAW) and posterior bite plane, often result in limited intrusion and depend on patient growth and compliance.^{3,4} Nowadays, miniscrews are efficient tools to use as skeletal anchorage for molar intrusion without any side effects and do not require patient compliance. They also provide minimal invasiveness, are simple to use and cost less.⁵

Many case reports have shown satisfactory outcomes of posterior tooth intrusion using miniscrew anchorage.⁶⁻¹¹ The intrusive force varies among authors from 50-500 grams.

Carrillo et al.⁷ found that force ranging from 50 to 200 g produced clinically significant amounts of intrusion with no root resorption. The number of miniscrews is usually two or three, being placed buccally and palatally to produce counteraction to the applied force.^{2,8,10} The placement locations of miniscrew on the buccal side include the buccal interradicular space and infrazygomatic crest, whereas the placement locations in the palate can vary from the midpalatal area, the paramedian area to the interradicular area.¹² The intrusion force is applied to the tooth through attachments on the tooth, such as brackets, buttons, soldered bands and through segmented or continuous archwires. When group intrusion is required, the whole group of teeth should be tied together.¹

* Master student, Master of Science Program in Dentistry, Division of Orthodontics, Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Amphur Muang, Chiang Mai.

** Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Amphur Muang, Chiang Mai.

*** Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University, Amphur Muang, Chiang Mai.

**** Dental Department, Lamphun Hospital, Amphur Muang, Lamphun.

Currently, several protocols of maxillary posterior tooth intrusion mechanics are used, and differ in the number and positions of miniscrews, force patterns and magnitudes of force.^{6-11,13} The referenced studies have reported the treatment steps for posterior tooth intrusion and the efficiency of clinical outcomes. However, the biomechanical effects of the whole maxillary teeth when using different number of miniscrews and force patterns for posterior tooth intrusion have rarely been studied.^{14,15} Moreover, applying intrusive force to posterior teeth attached with a continuous archwire might affect the anterior teeth.¹³ Previous biomechanical studies have reported the effect of intrusion on only the posterior teeth but did not reported the effects on the anterior teeth.¹⁴⁻¹⁶

The finite element method (FEM) has been widely used to study the mechanics of tooth movement in orthodontic research.^{17,18} It is a computational technique used to study intraoral biomechanics, which is complex and difficult to study intra-orally. Therefore, FEM is beneficial for simulating living tissue and the mechanical characteristics of biomaterials, both of which are challenging to research *in vivo*.¹⁹⁻²¹

The purposes of this study were to investigate the displacement pattern of all maxillary teeth and von Misses stress distribution in the periodontal ligament (PDL) when using different maxillary posterior tooth intrusion mechanics analyzed by FEM.

Materials and Methods

A geometric solid model of maxillary teeth and maxillary bone was constructed from the scanned digital tooth image of a commercial model (Model-i21FE-400C; Nissin Dental Products, Kyoto, Japan), which was based on the average tooth dimensions of Asian adults with normal occlusion. In this process, the Nissin model was scanned via 3-D laser scanner (D800 3D Scanner, 3Shape, Warren, New Jersey, USA), and then was exported to SolidWorks software (Dassault Systèmes Americas, Waltham, Mass., USA) to construct and assemble structures of the solid model, including all maxillary teeth, PDL and maxillary bone. The periodontal ligament was assumed to have an even thickness of 0.2 mm, conforming to the root surface. The maxillary bone consisted of cancellous bone with 1.0 mm thickness of cortical bone. The alveolar crest was formed following the curvature of the cemento-enamel junction (CEJ), 1 mm apical to the CEJ.^{22,23} The brackets with slot dimensions of 0.018 x 0.025 inches and a stainless-steel main archwire with dimensions of 0.017 x 0.025 inches were modeled, and it was assumed that there was no play and no friction between the brackets and the archwire. The brackets were attached to the midpoint of the facial axis of the crown and completely connected to each tooth. The buccal and palatal miniscrews were simulated 6 mm above the CEJ between the maxillary first and second molars in the interradicular space.

In the first model, miniscrews were placed in the buccal interradicular space between the first and second molars. An intrusive force of 100 g was applied from the miniscrews to the brackets on the first and second molars, the force divided equally, 50 g for each tooth (Figure 1).

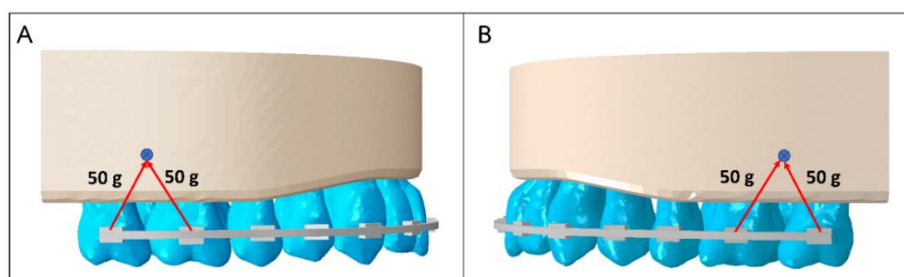


Figure 1 Schematic force diagram and miniscrew positions of the first model. Intrusive force (50 g) is applied from the miniscrews to the brackets of the first and second molars. A) Right B) Left

In the second model, miniscrews were placed in the same position, the buccal interradicular space between the first and second molars. In this model, a transpalatal arch (TPA) with a diameter of 1.4 mm was constructed connecting the right and left first molars. The TPA was modeled 5 mm away from the palatal bone to achieve clearance for intrusion. The intrusive force of 100 g was applied from the miniscrews to the brackets on the first and second molars, the force divided equally, 50 g for each tooth (Figure 2).

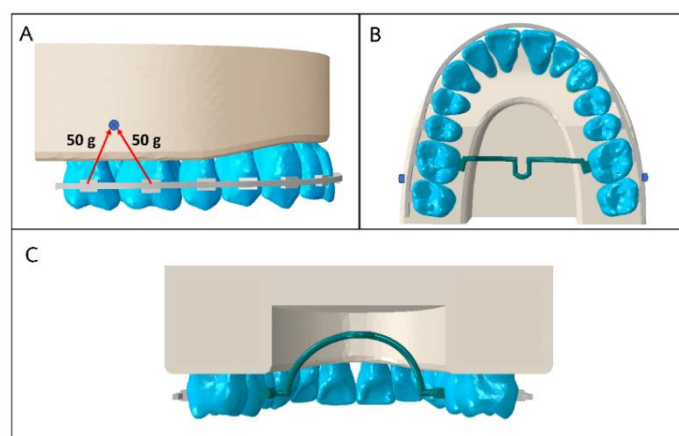


Figure 2 Schematic force diagram and miniscrew positions of the second model. A) Intrusive force (50 g) is applied from the miniscrews to the brackets on the first and second molars. B) Occlusal view that shows the transpalatal arch connecting the first molars. C) TPA is 5 mm away from the palatal bone

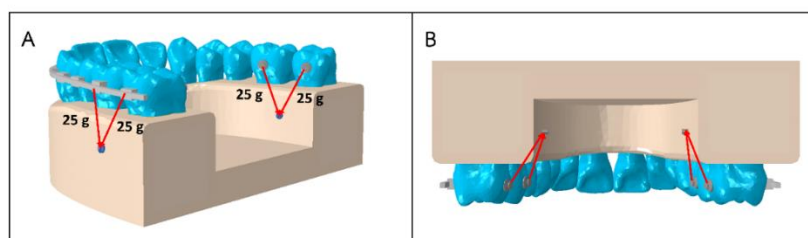


Figure 3 Schematic force diagram and miniscrew positions of the third model. A) Intrusive force (25 g) is applied from the miniscrews to the brackets on the buccal side and the buttons on the palatal side. B) Posterior view of the model showing the intrusive force vector from the miniscrews to the buttons on the palatal side

The properties of all materials followed the same values as used in other previous finite element studies (Table 1).^{20,24-29} All materials were assigned as isoparametric, homogeneous, and linear elastic properties, except for the PDL, which was defined as having non-linear elasticity. The property values of the Ogden model were assigned to describe the non-linear elastic behavior of the PDL (Table 2).³⁰

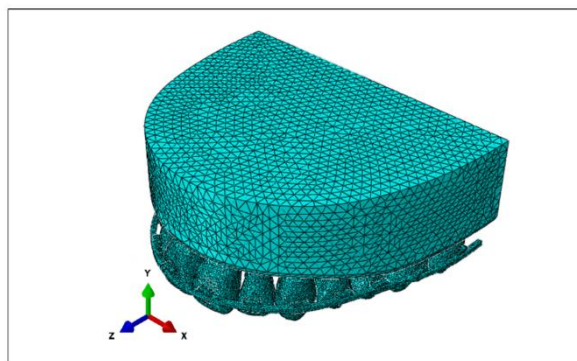
Table 1 Material properties of dentin, cortical bone, cancellous bone and stainless steel required within the FE model.^{20,24-29}

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Dentin	19600	0.3
Cortical bone	13700	0.26
Cancellous bone	1370	0.3
Stainless steel	200000	0.3

Table 2 Coefficients of the third order Ogden model property values describing non-linear elasticity of the PDL.³⁰

i	μ_i	α_i	D_i
1	-24.4237106	1.99994222	4.87164332
2	15.8966494	3.99994113	0.00000000
3	8.56953079	-2.00005453	0.00000000

The constructed finite element model was meshed into 148,914 nodes and 651,810 elements. The teeth, PDL and alveolar bone were constructed into tetrahedron elements. The brackets, buttons, and archwire were constructed into hexahedron elements. The interactions between teeth were tie contact with no friction. The boundary conditions were defined at the top and posterior surface of the maxillary bone. The orientation of this model was established with the x axis representing the mesio-distal direction of the anterior teeth and the bucco-palatal direction of the posterior teeth. The y axis represented the supero-inferior direction. The z axis represented the antero-posterior direction, which was the labio-palatal direction of the anterior teeth and the mesio-distal direction of the posterior teeth (Figure 4).

**Figure 4** The orientation of the model in x, y and z axes.

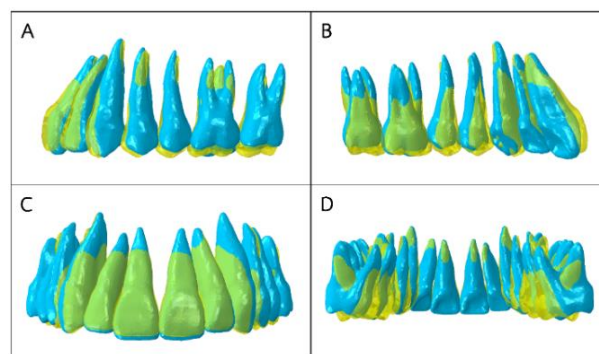
The Abaqus software (Dassault Systèmes Americas) was used to calculate and visualize the initial tooth displacement and the PDL von Mises stress distribution of all maxillary teeth for the intrusion of the maxillary posterior teeth. To precisely determine the tooth displacement, the same nodes of the incisal edges, the cusp tips, and the root apices of teeth in each model were assessed, and superimpositions were used.

Results

Tooth displacement

The displacement patterns of all maxillary teeth in each pattern of intrusion mechanics are shown in Figures 5-7. The translucent yellow tooth images show the positions of the teeth before applying the force, and the blue tooth images show the displaced positions afterwards. With all mechanics, the amounts of initial tooth movement in the posterior segment were larger than in the anterior segment.

In the first model, the posterior teeth, especially the first and second molars, were intruded and tipped buccally. The buccal roots showed considerably greater intrusion than did the palatal roots. Extrusion was observed at the palatal cusps, as the result of prominent buccal tipping movement of the posterior teeth. The anterior teeth were slightly extruded and tipped palatally (Figure 5).

**Figure 5** Displacement of the maxillary teeth in first model indicated by superimposition of teeth before (yellow) and after (blue) application of the intrusion force. A) Sagittal view (buccal), B) Sagittal view (palatal), C) Frontal view, D) Posterior view

In the second model, the posterior teeth were intruded along the long axis with no tipping movement, representing bodily movement or pure intrusion. The amounts of intrusion movement of buccal and palatal roots of the molars were nearly equal. The premolars were intruded less than the molars. The anterior teeth were also slightly extruded and tipped palatally, as in the first model (Figure 6).

In the third model, the posterior teeth were intruded and slightly tipped palatally. Intrusion of the palatal roots was slightly greater than that of the buccal roots. The anterior teeth were also slightly extruded and tipped palatally, as in the first and second models (Figure 7).

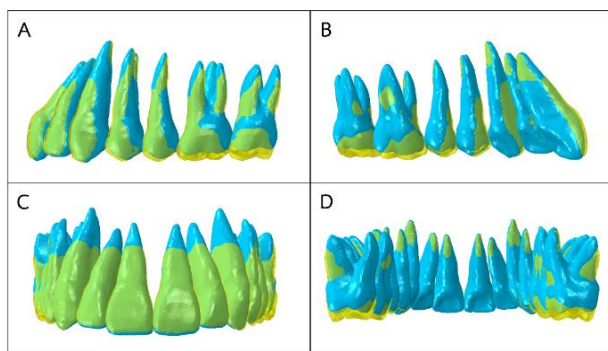


Figure 6 Displacement of the maxillary teeth in the second model. A) Sagittal view (buccal), B) Sagittal view (palatal), C) Frontal view, D) Posterior view

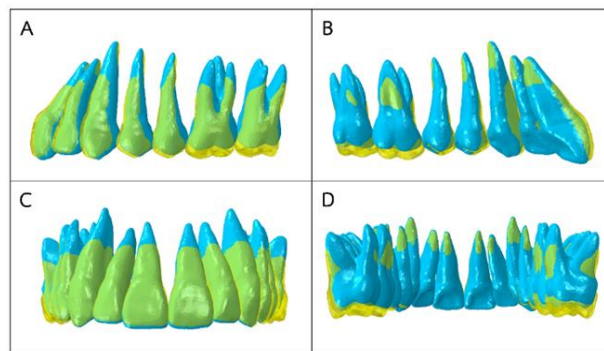


Figure 7 Displacement of the maxillary teeth in the third model. A) Sagittal view (buccal), B) Sagittal view (palatal), C) Frontal view, D) Posterior view

Stress distribution in PDL

The von Mises stress distribution in the PDL was calculated in N/mm^2 (MegaPascals or MPa). The color-coded map of von Mises stress distribution in the PDL with all models is shown in Figure 8. The levels of stress are shown in the map, in which the red color represents the areas of maximum stress and the dark blue color represents the areas of minimum stress.

In the first model, the maximum von Mises stress was 5.653×10^{-3} MPa, which was the highest maximum stress value in all the models. The buccal roots of the first and second molars showed that the high stress was concentrated in the apical third of the first molar and all surface areas of the second molar. The minimum von Mises stress was 2.492×10^{-8} MPa and areas of low stress were found in the

anterior teeth, decreasing progressively from the posterior to the anterior segments (Figure 8A).

In the second model, the maximum von Mises stress was 1.276×10^{-3} MPa. High stress values were observed in the root tip of the disto-buccal root of the first molar. The buccal root and the apical third of the palatal root of the second molar also showed high stress values. The minimum von Mises stress was 5.373×10^{-9} MPa and areas of low stress were also found in the anterior teeth (Figure 8B).

In the third model, the maximum von Mises stress was 2.464×10^{-3} MPa. High stress values were identified in all surface areas of the palatal root of the first molar and the buccal and palatal roots of the second molar. The minimum von Mises stress was 9.521×10^{-9} MPa and areas of low stress were also found in the anterior teeth (Figure 8C).

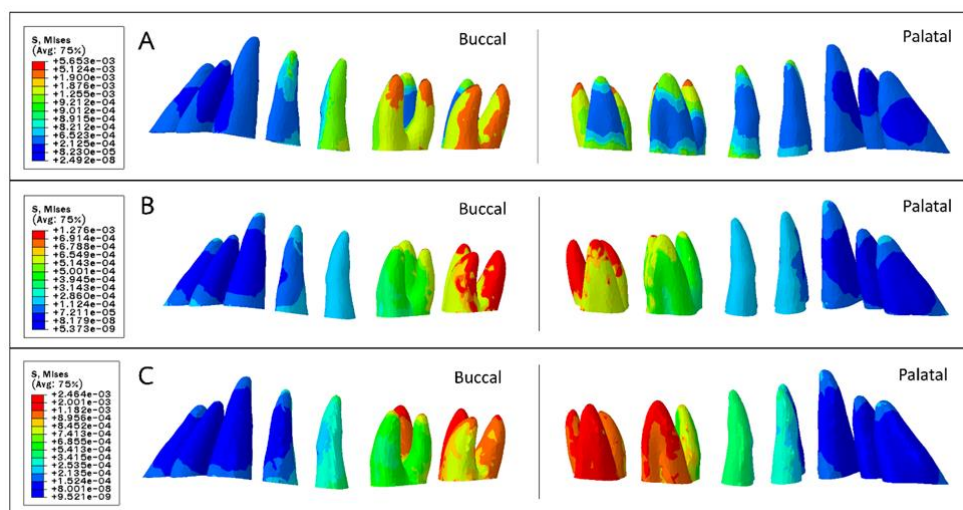


Figure 8 Color-coded maps of von Mises stress distribution of the left maxillary quadrant PDL in the buccal and palatal views. A) Model 1, B) Model 2, C) Model 3

Discussion

This finite element study was carried out to evaluate the effects of various patterns of posterior tooth intrusion mechanics with miniscrew anchorage. It was found that the displacement and stress distribution were different in each pattern of mechanics and was influenced by the force pattern and miniscrew position.

In the first model, the intrusive force was applied only from the buccal side, resulting in buccal crown tipping. This tipping was the result of the buccal crown moments caused by the intrusive forces through only the buccal molar tubes.^{2,31} Thus, the most severe buccal tipping and highest stress magnitudes among the three models were observed in this model. In addition, high stress was mostly found in the buccal roots of the molars because these roots were more intruded than the palatal root (Figure 5 & 8A).

The most balanced intrusion with no buccal or palatal crown tipping was identified in the second model, which had a TPA connecting the first molars. The TPA was used to balance the produced moments and inhibit buccal crown tipping. The highest stress magnitudes of this model were less than the magnitudes of the other two models. The area of high stress was found in both buccal and palatal roots, since they were intruded equally (Figure 6 & 8B).

In the third model, the applied force from miniscrews on the buccal and palatal sides led to slight palatal crown tipping of the posterior teeth. One explanation for this tipping is the inequality of the angles of buccal and palatal force vectors in this finite element model due to the difference in slope anatomy of the buccal and palatal sides of the alveolar bone. The palatal force vectors were angulated 13 degrees to the long axis of the maxillary molar teeth, whereas the buccal force vectors were angulated 30 degrees. Consequently, there was more resultant force in the palatal direction, leading to slight palatal tipping. However, the posterior teeth had a balanced intrusion, similar to that in the second model due to the counterbalancing force on the buccal and palatal sides. Whereas the high stress was found in both buccal and palatal roots of the molars, the stress was slightly higher in the palatal root, which was more intruded than the buccal root (Figure 7 & 8C).

In all models, high von Mises stress and large amounts of displacement were observed in the first and

second molars and gradually decreased from the molar to the premolar and anterior teeth. The anterior teeth were slightly extruded because the lever effect in the reciprocal force system produces an extrusive force when applying intrusive force to the posterior teeth.^{2,31,32} This extrusion movement may improve the anterior open bite by closing the overbite. The von Mises stress in the PDL of the anterior teeth was low, since the extrusion effect occurred in them. Moreover, the tooth adjacent to the force application site showed relatively high stress, whereas minimum stress was observed in the anterior teeth, which were away from the force application point. Hence, the chances of root resorption were high in the posterior teeth and low in the anterior teeth. These findings are consistent with those of Cifter et al.¹⁴ and Pekhale et al.,¹⁵ who reported that the stress was more concentrated on the teeth close to the point of force application than on other teeth in positions farther away.

Cifter et al.¹⁴ studied three models of posterior tooth intrusion in which the combinations of miniscrews and TPA varied. They reported on only the posterior teeth but did not mention the anterior teeth. They found that the application of force from the miniscrew on the buccal and palatal sides leads to a more uniform stress distribution and balanced intrusion than does the pattern of mechanics with a TPA. In our study, balanced intrusion was observed when using one miniscrew on the buccal side and a TPA. These results agree with the finding of Pekhale et al.,¹⁵ who suggested that using three mini-implants with a TPA showed the most balanced intrusion.

In clinical situations, extrusion of the palatal cusps of the posterior teeth can create interferences between the opposing teeth and lead to more severe open bite.^{8,14} Thus, in most patients with open bite, it is important to prevent buccal crown tipping during posterior tooth intrusion. Previous studies have reported that the use of four miniscrews on the buccal and palatal sides is biomechanically ideal, but it can be difficult to apply clinically and obtain acceptability from patients because four miniscrews can be too much for them.^{13,15} Using four miniscrews is more invasive and costly than using only one miniscrew on the buccal side. Buccal interradiacal areas are commonly used in anchorage because of their ease of access and patient comfort compared to palatal

areas, which require some complicated auxiliary tools for loading the force.^{33,34} In our study, where one miniscrew on buccal side and a TPA were used, the results obtained were effective intrusion with no buccal crown tipping. The stress concentration in the PDL was also lowest when compared with the other patterns of mechanics. However, it is essential to apply unique mechanics and force systems for each patient because of the variations in tooth morphology and inclination of the buccal and palatal slopes of the alveolar bone that can affect stress distribution and the displacement pattern of the posterior tooth intrusion.¹⁵ Even though perfect patterns of mechanics and force systems are used, the biomechanical effect of the force systems can change after the initial tooth movement, and some modifications might be required during the treatment.

In the finite element method, the accuracy of the result is largely attributed to how well the model is constructed in terms of anatomy, material properties and boundary conditions.³⁵ In this study, a commercial dental model was used to create the external geometry of the finite element model, based the dimensions and alignment of teeth of adult populations with a normal occlusion.^{23,36,37} All materials were assigned as linear elastic properties, excepting the PDL, which was defined as having non-linear elasticity because of its hyper-elastic behavior. Previous studies have proved that the PDL is generally perceived to be nonlinearly elastic in its behavior.^{38,39} Therefore, the Ogden model of non-linear properties proposed by Huang et al.³⁰ was used to express the elastic response of this biological soft tissue.

This finite element study showed initial displacement and stress distribution in the PDL of maxillary teeth during posterior tooth intrusion. The results may not reveal actual clinical outcomes because the human body continually undergoes biological responses after force is applied to the tooth. Therefore, orthodontic tooth movement might differ from the calculated initial movement, since the periodontal ligament and alveolar bone are remodeled before changing their shapes and positions, according to individual biological responses.^{40,41} Another factor should be considered was the floor of maxillary sinus, which may interfere the maxillary molar intrusion. However, orthodontic movement through maxillary sinus can be possible when applying constant and light to moderate forces with temporary

anchorage devices (TADs).^{42,43} Yao et al.⁴⁴ and Kravitz et al.^{8,45} used TADs to intrude maxillary molar within the maxillary sinus. They reported that bone remodeling of the sinus floor was observed following the maxillary molar intrusion. Moreover, the thickness of the PDL is in fact non-uniform, having an hour-glass shape with the mid-root level having the narrowest width,⁴⁶ but in this study, it was assumed to be uniform (0.2 mm.). The cortical bone in this finite element model was also created with uniform thickness (1 mm.), but the thickness of the cortical bone varies in the jaws.^{47,48} These limitations can cause differences between clinical applications and simulation studies. However, in conjunction with other relevant clinical, biological, and biomechanical research, our findings can provide a treatment guide in the clinical application of miniscrew anchorage for intrusion of the maxillary molar teeth.²³

Conclusion

Posterior tooth intrusion with miniscrews placed on only the buccal side resulted in buccal flaring of the posterior teeth, whereas placing miniscrews on the buccal side with a TPA, or placing buccal and palatal miniscrews, produced balanced intrusion and uniform stress distribution.

- Applying intrusive force to the posterior teeth also produced an extrusive force on the anterior teeth, resulting in slight extrusion of the anterior teeth.
- Areas of high stress concentration were particularly found in the intruded roots, thus it should be taken into consideration that these areas are prone to apical root resorption.

Acknowledgment

The authors would like to acknowledge Mr. Pattarapon Saigerdsri, Master degree student, Faculty of Engineering, Chiang Mai University, Thailand for his assistance in the use of the SolidWorks and Abaqus software during the research study, and Dr. M. Kevin O. Carroll, Professor Emeritus of the University of Mississippi School of Dentistry, USA and Faculty Consultant at Chiang Mai University Faculty of Dentistry, Thailand, for language editing.

References

1. Araújo TM, Nascimento MHA, Franco FCM, Bittencourt MAV. Tooth intrusion using mini-implants. *Dental Press J Orthod* 2008;13(5):36-48.
2. Nanda RS, Tosun YS. Biomechanics in orthodontics principle and practice. 1sted. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2010:1-145.
3. Iscan HN, Sarisoy L. Comparison of the effects of passive posterior bite-blocks with different construction bites on the craniofacial and dentoalveolar structures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(2):171-8.
4. Kim YH. Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire. *Angle Orthod* 1987;57(4):290-321.
5. Chang YJ, Lee HS, Chun YS. Microscrew anchorage for molar intrusion. *J Clin Orthod* 2004;38(6):325-30.
6. Cambiano AO, Janson G, Lorenzoni DC, Garib DG, Davalos DT. Nonsurgical treatment and stability of an adult with a severe anterior open-bite malocclusion. *J Orthod Sci* 2018;7(2):1-9.
7. Carrillo R, Rossouw PE, Franco PF, Opperman LA, Buschang PH. Intrusion of multiradicular teeth and related root resorption with mini-screw implant anchorage: a radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(5):647-55.
8. Kravitz ND, Kusnoto B, Tsay TP, Hohlt WF. The use of temporary anchorage devices for molar intrusion. *J Am Dent Assoc* 2007;138(1):56-64.
9. Park HS, Jang BK, Kyung HM. Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage (MIA). *Aust Orthod J* 2005;21(2):129-35.
10. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(6):690-4.
11. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1999;115(2):166-74.
12. Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B, Johnston LE, et al. Fields of application of mini-implants. In: Wilmes B, editor. *Mini-implants in Orthodontics innovation anchorage concepts*. Berlin: Quintessence; 2007:91-122.
13. Argumedo AG, Prado PSC, Núñez EG. Open bite correction through molar intrusion with mini-implants. *Rev Mex de Ortod* 2014;2(4):e251-60.
14. Cifter M, Sarac M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(5):233-41.
15. Pekhale N, Maheshwari A, Kumar M, Kerudi VV, Patil H, Patil B. Evaluation of stress patterns on maxillary posterior segment when intruded with mini implant anchorage: a three-dimensional finite element study. *APOS Trends Orthod* 2016;6(1):18-23.
16. Pheerawanitchakun P, Patanaporn V, Rungsiyakull C. Evaluation of the magnitudes of force and patterns for the intrusion of maxillary first molar teeth with mini-screw anchorage, analyzed using the finite element method. *CM Dent J* 2018;35(1):95-111.
17. Marya A, David G, Eugenio MA. Finite element analysis and its role in orthodontics. *Adv Dent & Oral Health* 2016;2(2):5-6.
18. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84(5):428-33.
19. Mehta J. Finite element method: an overview. *J Med Dent Sci* 2016;15(3):38-41.
20. Jagota V, Sethi APS, Kumar K. Finite element method: An overview. *Walailak J Sci & Tech* 2013;10(1):1-8.
21. Rohan M, Varghese KP, Tariq A. Finite element analysis and its applications in orthodontics. *APOS Trends Orthod* 2011;2(3).
22. Hemanth M, Lodaya SD. Orthodontic force distribution: a three-dimensional finite element analysis. *World J Dent* 2010;1(3):159-62.

23. Sung EH, Kim SJ, Chun YS, Park YC, Yu HS, Lee KJ. Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. *Korean J Orthod* 2015;45(1):20-8.
24. Mohammed SD, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *J Oral Hyg Health* 2014;2(5):156-60.
25. Desai SR, Harshada SH. Finite element analysis: basics and its applications in dentistry. *Indian J Dent Sci* 2012; 4(1):60-5.
26. Geramy A, Sodagar A, Hassanpour M. Three-dimensional analysis using finite element method of anterior teeth inclination and center of resistance location. *Chin J Dent Res* 2014;1:37-42.
27. Jeong GM, Sung SJ, Lee KJ, Chun YS, Mo SS. Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. *Korean J Orthod* 2009;39(2):83-94.
28. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123(6):657-65.
29. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92(6):499-505.
30. Huang H, Tang W, Yan B, Wu B. Mechanical responses of periodontal ligament under a realistic orthodontic loading. *Procedia Eng* 2012;31:828-33.
31. Mulligan TF. Common sense mechanics. *J Clin Orthod* 1980;14(3):12-26.
32. Burstone CJ, Choy K. The biomechanical foundation of clinical orthodontics. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2015:580.
33. Chang HP, Tseng YC. Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci* 2014;30(3):111-5.
34. Kuroda S, Tanaka E. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Jpn Dent Sci Rev* 2014;50(4):79-85.
35. Piccioni MA, Campos EA, Saad JRC, Andrade MFD, Galvão MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *Rev Bras Odontol* 2013; 10(4):369-77.
36. Ryu WK, Park JH, Tai K, Kojima Y, Lee Y, Chae JM. Prediction of optimal bending angles of a running loop to achieve bodily protraction of a molar using the finite element method. *Korean J Orthod* 2018;48(1):3-10.
37. Song JW, Lim JK, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS, Mo SS. Finite element analysis of maxillary incisor displacement during en-masse retraction according to orthodontic mini-implant position. *Korean J Orthod* 2016;46(4):242-52.
38. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater* 2009;25(10):1285-92.
39. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 2004;20(7):623-9.
40. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in orthodontics: finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent* 2016;6(2):110-4.
41. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2010;21(3):425.
42. Sun W, Xia K, Huang X, Cen X, Liu Q, Liu J. Knowledge of orthodontic tooth movement through the maxillary sinus: a systematic review. *BMC Oral Health* 2018;18(1):91.
43. Chaiyasang S, Deesamer S. Orthodontic tooth movement through maxillary sinus. *Srinagarind Med J* 2010;25(2): 156-61.
44. Yao CCJ, Wu CB, Wu HY, Kok SH, Frank Chang HF, Chen YJ. Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: a case report. *Angle Orthod* 2004;74(4):550-7.
45. Kravitz ND, Kusnoto B, Tsay PT, Hohlt WF. Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. A case report. *Angle Orthod* 2007;77(5): 915-22.

46. Palumbo A. The anatomy and physiology of the healthy periodontium. In: Panagakos F, editor. Gingival diseases -Their aetiology, prevention and treatment. Rijeka: In Tech;2011:1-22.
47. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;136(2):230-5.
48. Cassetta M, Sofan AA, Altieri F, Barbato E. Evaluation of alveolar cortical bone thickness and density for orthodontic mini-implant placement. J Clin Exp Dent 2013;5(5):e245-52.

Corresponding author

Virush Patanaporn

Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry,

Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,

Amphur Muang, Chiang Mai, 50200

Tel: +66 53 944 440-1

Fax: +66 53 222 844

E-mail: vr167420@hotmail.com

การดันเข้าของฟันหลังบนด้วยหลักยึดหมุดฝังในกระดูก: การศึกษาโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

วณิชชญา ตั้งสำโรงวงศ์* วิรัช พัฒนาการณ์** ชาย รังสิยากุล*** หัสมนัญ เจริญวงศ์****

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินลักษณะการเคลื่อนที่ของฟันทุกซี่ในขากรรไกรบนและกระจายความเค้นแบบวอนมิสเชสในเอ็นยึดปริทันต์เมื่อใช้กลไกการดันเข้าของฟันหลังบนที่แตกต่างกันด้วยหลักยึดหมุดฝังในกระดูก วิเคราะห์โดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยทำการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของฟันบนทุกซี่ พร้อมทั้งเอ็นยึดปริทันต์ และกระดูกเบ้าฟัน ในแต่ละรูปแบบของกลไกการให้แรงดันเข้าขนาด 100 กรัม และแบ่งกระจายแรงไปยังหลักยึดหมุดฝังที่ด้านแก้มและด้านเพดานปาก ในโมเดลที่ 1 มีหลักยึดหมุดฝังหนึ่งตัวอยู่ที่ทางด้านแก้ม ระหว่างรากของฟันกรามซี่ที่หนึ่งและสอง ในโมเดลที่ 2 มีหลักยึดหมุดฝังหนึ่งตัวอยู่ที่ทางด้านแก้ม และมีแท่งยึดผ่านเพดานเชื่อมระหว่างฟันกรามซี่ที่หนึ่ง ในโมเดลที่ 3 มีหลักยึดหมุดฝังสองตัวอยู่ระหว่างรากของฟันกรามซี่ที่หนึ่งและสอง โดยอยู่ที่ด้านแก้มหนึ่งตัวและด้านเพดานปากอีกหนึ่งตัว ทำการวิเคราะห์การกระจายความเค้นในเอ็นยึดปริทันต์และการเคลื่อนที่ของฟันโดยโปรแกรมอาบาคัส ผลการศึกษาพบว่าในโมเดลที่ 1 ฟันหลังถูกดันเข้ากระดูกเบ้าฟันและล้มเอียงไปทางด้านแก้ม ค่าความเค้นโดยรวมมีค่าสูงสุดใน โมเดลที่ 2 ฟันหลังถูกดันเข้ากระดูกเบ้าฟันไปตามแนวแกนฟันโดยไม่มีการล้มเอียง ค่าความเค้นโดยรวมต่ำกว่าในโมเดลอื่นๆ ในโมเดลที่ 3 ฟันหลังถูกดันเข้ากระดูกเบ้าฟันและล้มเอียงไปทางด้านเพดานปากเล็กน้อย ในทุกโมเดลพบว่าฟันหน้าถูกดันออกจากกระดูกเบ้าฟันเล็กน้อยและมีความเค้นในเอ็นยึดปริทันต์ต่ำ จากการศึกษาสรุปว่าการดันเข้าของฟันหลังเข้าไปในกระดูกด้วยการใช้หลักยึดหมุดฝังหนึ่งตัวร่วมกับแท่งยึดผ่านเพดานทำให้เกิดการดันเข้าอย่างมีสมดุลและมีความเค้นในเอ็นยึดปริทันต์ต่ำกว่าที่พบในกลไกแบบอื่นๆ

คำใบ้รหัส: การดันเข้าของฟันหลัง/ หลักยึดหมุดฝังในกระดูก/ เอ็นยึดปริทันต์/ ไฟไนต์เอลิเมนต์

ผู้รับผิดชอบบทความ

วิรัช พัฒนาการณ์

ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและทันตกรรมสำหรับเด็ก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ 50200

โทรศัพท์: 053 944 440-1

โทรสาร: 053 222 844

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: vr167420@hotmail.com

* นักศึกษาระดับปริญญาโท หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (สาขาวิชาทันตแพทยศาสตร์) สาขาวิชาทันตกรรมจัดฟัน ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน และทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่

** ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและทันตกรรมสำหรับเด็ก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่

*** ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่

**** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลลำพูน อำเภอเมือง จังหวัดลำพูน

คลอร์เฮกซิดีนในทางทันตกรรม ตอนที่ 2: ผลิตภัณฑ์ การใช้งาน และแนวทางการพัฒนา

สุพลเทพ ศีระกนก*

บทคัดย่อ

คลอร์เฮกซิดีนถูกนำมาใช้อย่างกว้างขวางในทางการแพทย์และทันตแพทย์ เนื่องจากเป็นสารต้านจุลชีพที่ออกฤทธิ์กว้างที่มีประสิทธิภาพและมีความปลอดภัยสูง แม้ว่ากว่า 60 ปีที่มีการวิจัยและพัฒนาคลอร์เฮกซิดีนเป็นผลิตภัณฑ์รูปแบบต่าง ๆ ที่มีขายตามท้องตลาด ปัจจุบันนักวิจัยยังคงให้ความสนใจในการปรับปรุงการใช้งานของคลอร์เฮกซิดีนให้เกิดประโยชน์สูงสุด บทความปริทัศน์นี้จะกล่าวถึง วัสดุทางทันตกรรมที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีน แนวทางการใช้คลอร์เฮกซิดีนให้เกิดประสิทธิภาพ รวมถึงแนวทางการพัฒนาการศึกษาวิจัยในการประยุกต์ใช้คลอร์เฮกซิดีนในทางทันตกรรมเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพทางคลินิกมากยิ่งขึ้น

คำไ้รหัส: คลอร์เฮกซิดีน/ น้ำยาบ้วนปาก/ การบริหารยา/ การใช้ร่วมกัน

Received: June 26, 2020

Revised: October 02, 2020

Accepted: October 02, 2020

บทนำ

คลอร์เฮกซิดีนเป็นสารต้านจุลชีพที่ออกฤทธิ์กว้าง สามารถลดการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์ สามารถป้องกันการเกิดฟันผุ และเหงือกอักเสบได้อย่างมีประสิทธิภาพทางคลินิก คลอร์เฮกซิดีนมีความปลอดภัยสูง เนื่องจากไม่มีการดูดซึมในระบบทางเดินอาหาร และกว่า 60 ปีที่คลอร์เฮกซิดีนถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมในผลิตภัณฑ์รูปแบบต่าง ๆ ที่มีขายตามท้องตลาด เช่น น้ำยาบ้วนปาก (Mouthwash) เจล (Gel) วาณิช (Varnish) แผ่นเจลติด (Gelatin Chip) และวัสดุเย็บแผล (Suture material) เป็นต้น เพื่อให้สามารถเลือกและประยุกต์ใช้คลอร์เฮกซิดีนได้อย่างเหมาะสม บทความปริทัศน์นี้จะกล่าวถึงผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรมที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีนรูปแบบต่าง ๆ ที่มีวางขายในท้องตลาด แนวทางการใช้คลอร์เฮกซิดีนให้มีประสิทธิภาพ รวมถึงแนวทางการพัฒนาผลิตภัณฑ์และวัสดุทางทันตกรรมที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีนในอนาคต

ผลิตภัณฑ์ที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีน

น้ำยาบ้วนปาก จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่ารูปแบบการศึกษาเกี่ยวกับประสิทธิภาพของน้ำยาบ้วนปาก คลอร์เฮกซิดีนมีความหลากหลาย เช่น การเปรียบเทียบชนิดตัวสำคัญ (Active ingredients) การเปรียบเทียบความเข้มข้นของตัวยา และการเปรียบเทียบการบริหารยา ร่วมกับการดูแล

อนามัยช่องปากอื่น ๆ การเข้าใจในองค์ความรู้เหล่านี้จะช่วยให้สามารถเลือกใช้น้ำยาบ้วนปากได้อย่างเหมาะสมกับบริบทของผู้ป่วยแต่ละราย

1. การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนกับน้ำยาบ้วนปากชนิดอื่น ๆ

การศึกษาทางคลินิกเปรียบเทียบน้ำยาบ้วนปาก คลอร์เฮกซิดีนกับสารต้านจุลชีพชนิดอื่น ๆ เช่น สารประกอบฟีนอลิก (Phenolic compounds) แซนควินารีน (Sanquinarine) เป็นเวลา 6 เดือน พบว่ากลุ่มตัวอย่างที่ใช้น้ำยาบ้วนปาก คลอร์เฮกซิดีนมีค่าดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ (Plaque index) และค่าดัชนีเหงือกอักเสบ (Gingival index) ลดลงมากกว่ายาต้านจุลชีพกลุ่มฟีนอลิกและแซนควินารีนอย่างมีนัยสำคัญ¹ นอกจากนี้การศึกษาทางคลินิกทดสอบประสิทธิภาพของน้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมคลอร์เฮกซิดีนกับฟลูออไรด์ (Fluoride) พบว่า การใช้น้ำยาบ้วนปากโซเดียมฟลูออไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 0.05 ผสมคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.05 ร่วมกับการแปรงฟัน เป็นเวลา 8 สัปดาห์ สามารถลดดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์และดัชนีเหงือกอักเสบมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับยาหลอก²

2. การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน

* อนุสาขาวิชาปริทันตวิทยา สาขาวิชาทันตกรรมอนุรักษ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา

โดยทั่วไปเมื่อความเข้มข้นของคลอร์เฮกซิดีนเพิ่มขึ้น การก่อตัวของแผ่นคราบจุลินทรีย์ก็จะน้อยลง³ แต่จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการใช้ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.1 0.12 และ 0.2 ไม่มีความแตกต่างในประสิทธิภาพการยับยั้งการเกิดแผ่นคราบจุลินทรีย์⁴⁻⁷ ในขณะที่ระดับความเข้มข้นร้อยละ 0.2 มีรายงานการปรับเปลี่ยนการรับรส⁷

จากการศึกษาทางคลินิกแบบสุ่ม และปกปิดสองทางของ Quirynen และคณะ พบว่ายาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนผสมแอลกอฮอล์ที่มีขายในท้องตลาดความเข้มข้นร้อยละ 0.12 และ 0.2 มีประสิทธิภาพในการยับยั้งแผ่นคราบจุลินทรีย์ดีกว่ายาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ผสมกับโซเดียมฟลูออไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 0.05⁸ ในขณะที่ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 ผสมแอลกอฮอล์ มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างจากยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ผสมสารต้านจุลชีพเซทิลไพริดีเนียมคลอไรด์ (Cetylpyridinium chloride, CPC) ความเข้มข้นร้อยละ 0.05^{8,9} นอกจากนี้การผสมแอลกอฮอล์ในยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2 พบว่ามีประสิทธิภาพการลดแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ไม่มีแอลกอฮอล์ อย่างไรก็ตามกลุ่มตัวอย่างพึงพอใจรสชาติของยาบ้วนปากที่ปราศจากแอลกอฮอล์มากกว่า¹⁰

3. การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของยาบ้วนปากร่วมกับการแปรงฟัน

จากการทบทวนวรรณกรรมแบบเป็นระบบของ Van Strydonck และคณะพบว่า การแปรงฟันร่วมกับการใช้ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีน สามารถลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบได้ดีกว่าการแปรงฟันร่วมกับการใช้น้ำยาบ้วนปากชนิดน้ำมันหอมระเหย (Essential oil mouthrinse)¹¹ ในขณะที่การทบทวนวรรณกรรมแบบเป็นระบบของ Supranoto และคณะ พบว่าในกรณีที่ไม่มีกรแปรงฟัน ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนสามารถลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบได้ดีกว่ายาสีฟันคลอร์เฮกซิดีน (ใช้ในรูปแบบสารละลายน้ำ) และเจลคลอร์เฮกซิดีน แต่ในกรณีที่มีการแปรงฟันร่วมด้วยยาสีฟันคลอร์เฮกซิดีนและยาบ้วนปากสามารถลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบได้ไม่แตกต่างกัน¹²

นอกจากนี้การศึกษาคลินิกเปรียบเทียบระดับความเข้มข้นยาบ้วนปากพบว่า ในกรณีที่ไม่มีกรแปรงฟัน ดัชนี

แผ่นคราบจุลินทรีย์ภายหลังการใช้ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 เป็นเวลา 21 วัน ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับความเข้มข้นร้อยละ 0.06 และ 0.12 แต่เมื่อศึกษาเปรียบเทียบการใช้ยาบ้วนปากความเข้มข้นต่าง ๆ ร่วมกับการแปรงฟันพบว่า ดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบไม่มีความแตกต่างกันในทุกความเข้มข้น¹³

ทั้งนี้หลายการศึกษาแนะนำการใช้ยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีน ภายหลังการแปรงฟันอย่างน้อย 30 นาที เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์สูงสุด เนื่องจากหากบ้วนปากขณะที่มีองค์ประกอบของยาสีฟันหลงเหลืออยู่ คลอร์เฮกซิดีนจะไปทำปฏิกิริยากับสารประกอบประจุลบ (Anionic compounds) เช่น สารลดแรงตึงผิวที่มีประจุลบ (Anionic surfactants) ได้แก่ โซเดียมลอริลซัลเฟต (Sodium lauryl sulphate) และสารเพิ่มความหนืด (Anionic thickeners) เช่น คาร์โบเมอร์ (Carbomer) และสารทำอิมัลชัน (Anionic emulsifier) เกิดเป็นสารที่มีสมบัติเคลือบที่ไม่ละลายน้ำ และไม่มีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อจุลชีพในช่องปากได้^{14,15}

4. การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการฆ่าไวรัสที่มีเปลือกหุ้ม (Enveloped virus)

เนื่องจากปัจจุบันมีการระบาดของไวรัส SARS-CoV-2 ซึ่งเป็นไวรัสชนิดมีเปลือกหุ้ม Yoon และคณะพบว่า ปริมาณไวรัส SAR-CoV-2 ในระยะเริ่มต้นของการติดเชื้อจะพบในน้ำลายมากกว่าบริเวณช่องปากและลำคอ (Oropharynx)¹⁶ จึงเป็นเหตุให้การบริการทางทันตกรรมมีความเสี่ยงสูงที่จะทำให้เกิดการแพร่กระจายของเชื้อไวรัสไปยังทันตบุคลากร และบุคคลอื่น การบ้วนปากด้วยสารต้านจุลชีพก่อนการรับบริการทางทันตกรรมจึงเป็นอีกวิธีในการช่วยลดปริมาณเชื้อไวรัส SAR-CoV-2 ในช่องปากได้

จากการทบทวนวรรณกรรมของ Kampf และคณะ ในปี ค.ศ. 2020 รายงานว่า คลอร์เฮกซิดีนมีประสิทธิภาพต่ำในการกำจัดไวรัส แต่อย่างไรก็ตามการทบทวนวรรณกรรมดังกล่าวไม่ได้รวบรวมการศึกษาที่ทดสอบไวรัส SARS-CoV-2 โดยตรง นอกจากนี้ความเข้มข้นสูงสุดของคลอร์เฮกซิดีนที่ใช้ในการศึกษาคือ ความเข้มข้นร้อยละ 0.02 ซึ่งมีความเข้มข้นต่ำกว่าในยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนทั่วไป^{17,18} ในขณะการศึกษาของ Chin และคณะ ได้ทดสอบเสถียรภาพของไวรัส SAR-CoV-2 ด้วยสารต้านจุลชีพชนิดต่าง ๆ พบว่าเมื่อใช้คลอร์เฮกซิดีนที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.05 ตั้งแต่ 5 นาทีขึ้นไป

สามารถลดปริมาณเชื้อจนไม่สามารถตรวจสอบได้ที่อุณหภูมิห้อง¹⁹ ให้ผลคล้ายคลึงกับการศึกษาทางคลินิกของ Yoon และคณะ พบว่าภายหลังการบ้วนด้วยคลอร์เฮกซิดีน ความเข้มข้น 0.12 ปริมาณ 15 มิลลิลิตร เป็นเวลา 30 วินาที สามารถลดปริมาณไวรัส SARS-CoV-2 ในน้ำลายได้อย่างมีประสิทธิภาพ¹⁶

สารละลายฉีดล้าง (Irrigant) จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าสารละลายคลอร์เฮกซิดีนที่ความเข้มข้นต่าง ๆ ถูกนำมาใช้เพื่อฉีดล้างในบริเวณร่องลึกปริทันต์ เช่น ที่ระดับความเข้มข้นร้อยละ 2 Southard และคณะเปรียบเทียบการเกลารากฟัน และ/หรือ การฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีนพบว่า การฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีน 1 ครั้งต่อสัปดาห์ เป็นเวลา 4 สัปดาห์ สามารถลดปริมาณ *Porphyromonas gingivalis* ได้นานถึง 11 สัปดาห์²⁰ ในขณะที่ Pandya และคณะเปรียบเทียบการเกลารากฟันร่วมกับการฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 หรือน้ำเกลือเป็นเวลา 1 เดือน พบว่าการเกลารากฟันร่วมกับการฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีนมีประสิทธิภาพในการลดดัชนีเหงือกอักเสบ และความลึกของร่องลึกปริทันต์ (Periodontal pocket depth) มากกว่าการเกลารากฟันร่วมกับการฉีดล้างด้วยน้ำเกลือ และการเกลารากฟันอย่างเดียว²¹

จากการศึกษาเปรียบเทียบการฉีดล้างร่องลึกปริทันต์ โดยทันตแพทย์ด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 หรือน้ำกลั่น ตามด้วยการฉีดล้างร่องลึกปริทันต์ที่บ้านด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.04 หรือน้ำประปา พบว่าการฉีดล้างร่องลึกปริทันต์โดยทันตแพทย์ด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 ร่วมกับการฉีดล้างร่องลึกปริทันต์ที่บ้านด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.04 สามารถลดค่าดัชนีเหงือกอักเสบ ดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ และความลึกของร่องลึกปริทันต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มอื่นๆ²² ในขณะที่ Brownstein และคณะเปรียบเทียบการบ้วนปากด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 จำนวน 2 ครั้งต่อวัน กับการฉีดล้างร่องลึกปริทันต์ที่บ้านด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.06 จำนวน 1 ครั้งต่อวัน เป็นเวลา 2 เดือน พบว่าการฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.06 มีประสิทธิภาพในการลดค่าดัชนีเหงือกอักเสบและดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ไม่แตกต่างกับการใช้น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีน²³

เนื่องจากคุณสมบัติการคงอยู่ของตัวยาทำให้คลอร์เฮกซิดีนถูกนำไปใช้เป็นน้ำยาฉีดล้างคลองรากฟัน (Root canal irrigant) ร่วมกับการฉีดล้างคลองรากฟันด้วย

โซเดียมไฮโปคลอไรท์ (Sodium hypochlorite) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการกำจัดเชื้อจุลินทรีย์²⁴ แม้ว่าการศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลอร์เฮกซิดีนฉีดล้างภายในคลองรากฟันยังคงมีข้อขัดแย้งในเรื่องของประสิทธิภาพ และลำดับขั้นตอนการฉีดล้าง Kuruvilla และ Kamath ศึกษาเปรียบเทียบการใช้โซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 กับคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 พบว่าการใช้น้ำยาฉีดล้างแบบผสมมีประสิทธิภาพในการลดปริมาณเชื้อจุลินทรีย์ได้มากกว่าการใช้น้ำยาฉีดล้างด้วยน้ำชนิดเดียว²⁵ อย่างไรก็ตามการผสมของโซเดียมไฮโปคลอไรท์และคลอร์เฮกซิดีนสามารถเกิดปฏิกิริยาก่อให้เกิดการอุดตันของคลองรากฟัน โดยเกิดขึ้นเสมียร์ (Smear layer) บนผิวฟันซึ่งส่งผลเสียต่อการยึดติดของวัสดุอุดคลองรากฟัน²⁶ Prado และคณะเปรียบเทียบชนิดสารฉีดล้างคลองรากฟัน และลำดับขั้นตอนการฉีดล้าง พบว่าการใช้น้ำกลั่นล้างคลองรากฟันภายหลังการฉีดล้างด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 ไม่สามารถป้องกันการเกิดขึ้นเสมียร์ภายหลังการฉีดล้างด้วยคลอร์เฮกซิดีน ความเข้มข้นร้อยละ 2²⁶ แต่การฉีดล้างด้วยน้ำกลั่นอย่างน้อย 9 มิลลิลิตรพบว่า สามารถลดปริมาณการเกิดขึ้นเสมียร์บนผิวฟันอย่างมีนัยสำคัญ²⁷

ยาสีฟัน (Dentifrice) จากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการลดปริมาณคราบจุลินทรีย์ทางคลินิกโดยการบ้วนปากด้วยน้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 กับสารละลายน้ำของยาสีฟัน (Slurry) ที่มีส่วนผสมของไตรโคลซาน (Triclosan) หรือคลอร์เฮกซิดีนพบว่า น้ำยาบ้วนปากสามารถลดปริมาณคราบจุลินทรีย์ (Plaque score) ได้ดีกว่าสารละลายน้ำของยาสีฟันอย่างมีนัยสำคัญ คาดว่าอาจเกิดจากการที่คลอร์เฮกซิดีนสูญเสียประจุบวกจากการจับยึดกับสารอื่น ๆ ในยาสีฟัน²⁸

จากการศึกษาของ Yates และคณะเปรียบเทียบการแปรงฟันด้วยยาสีฟันสามชนิด ได้แก่ ยาสีฟันที่มีฟลูออไรด์และคลอร์เฮกซิดีน ยาสีฟันที่มีคลอร์เฮกซิดีน และยาสีฟันที่ไม่มีทั้งฟลูออไรด์และคลอร์เฮกซิดีน (กลุ่มควบคุม) เป็นระยะเวลา 6 เดือนพบว่า ดัชนีเหงือกอักเสบ ปริมาณคราบจุลินทรีย์ และการมีเลือดออกกลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทุกกลุ่ม ในขณะที่การติดตามสีบนผิวฟันและการเกิดหินน้ำลายพบมากขึ้นภายหลังการใช้น้ำยาบ้วนปากที่มีคลอร์เฮกซิดีน²⁹ คล้ายคลึงกับการศึกษาของ Jenkins และคณะที่ทดสอบประสิทธิภาพของยาสีฟันที่ผสมฟลูออไรด์ความเข้มข้น 1000 พีพีเอ็ม กับคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 1 ด้วยการบ้วนปากด้วยสารละลายน้ำของยาสีฟันดังกล่าวเป็นเวลา 1 นาที

2 ครั้งต่อวัน เป็นระยะเวลา 19 วันพบว่า ดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ และดัชนีเหงือกอักเสบลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและทางคลินิก ในขณะที่การติดคราบสีบนผิวฟันเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเช่นกัน³⁰

ไหมขัดฟัน การศึกษาทางคลินิกของ Muniz และคณะเปรียบเทียบการลดแผ่นคราบจุลินทรีย์โดยใช้ไหมขัดฟันเคลือบขี้ผึ้งธรรมชาติ และไหมขัดฟันเคลือบขี้ผึ้งที่ฝังคลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 2³¹ และ 5³² เป็นระยะเวลา 15 วัน พบว่าภายหลังการขัดฟันด้วยไหมขัดฟันเคลือบขี้ผึ้งที่ฝังคลอรีน คราบจุลินทรีย์บริเวณด้านประชิดของฟันลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับไหมขัดฟันเคลือบขี้ผึ้งธรรมชาติ

เจล จากการศึกษาทางคลินิกแบบสลับกัน ปกปิดข้อมูลทางเดียว (Single-blind, cross-over clinical trial) Francis และคณะเปรียบเทียบรูปแบบการบริหารยาระหว่าง 1) การใช้เจลคลอรีน ความเข้มข้นร้อยละ 1 ด้วยหลอดเป็นเวลา 1 นาที 2) น้ำยาบ้วนปากคลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 ปริมาณ 10 มิลลิตรเป็นเวลา 1 นาที และ 3) สเปรย์คลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 เป็นเวลา 4 สัปดาห์ โดยวันระยะ 3 สัปดาห์จากนั้นสลับรูปแบบการบริหารยาจนครบทั้ง 3 แบบ พบว่า แม้ว่าคลอรีนเจลมีประสิทธิภาพในการลดคราบจุลินทรีย์และดัชนีเหงือกอักเสบในผู้ป่วยเด็กพิการทางสมองมากกว่าการบริหารยาแบบอื่น แต่จากแบบสอบถามความพึงพอใจของผู้ปกครอง เพียงแค่ร้อยละ 16 ของผู้ตอบแบบสอบถามตั้งใจที่จะใช้เจลคลอรีนอย่างต่อเนื่อง ในขณะที่ร้อยละ 96 ของผู้ตอบแบบสอบถามตั้งใจที่จะใช้สเปรย์คลอรีน^{33,34}

สเปรย์ (Spray) จากการศึกษาทางคลินิกแบบสลับกัน ปกปิดข้อมูลทางเดียว พบว่าการใช้สเปรย์คลอรีน ความเข้มข้นร้อยละ 0.2 ฉีดบนผิวฟันโดยตรง ให้ผลควบคุมแผ่นคราบจุลินทรีย์ไม่แตกต่างจากการใช้น้ำยาบ้วนปากคลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2³⁵ ในขณะที่จากการศึกษาทางคลินิกแบบสุ่มสลับกัน ปกปิดข้อมูลสองทางในผู้ป่วยพิการทางกายและทางสมอง พบว่าการใช้สเปรย์คลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 ภายหลังการแปรงฟันก่อนนอน สามารถลดดัชนีเหงือกอักเสบ ปริมาณคราบจุลินทรีย์ ความลึกของร่องลึกปริทันต์ และการมีเลือดออกอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับยาหลอก³⁶ นอกจากนี้การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการควบคุมแผ่นคราบจุลินทรีย์ภายหลังการทำศัลยกรรมปริทันต์ของน้ำยาบ้วนปากคลอรีนและสเปรย์ พบว่าให้ผลไม่

แตกต่างกัน โดยพบการติดคราบสีบนผิวฟันในกลุ่มที่ใช้คลอรีนชนิดสเปรย์ที่น้อยกว่ากลุ่มที่ใช้น้ำยาบ้วนปากคลอรีน³⁷

หมากฝรั่ง (Chewing gum) การศึกษาเปรียบเทียบระหว่างการใช้หมากฝรั่งคลอรีนไดอะซีเตต (Chlorhexidine diacetate) 5 มิลลิกรัมต่อชิ้น น้ำยาบ้วนปากคลอรีนความเข้มข้นร้อยละ 0.2 และหมากฝรั่งหลอก ในกลุ่มตัวอย่าง 150 ราย เป็นเวลา 8 สัปดาห์ พบว่าการเคี้ยวหมากฝรั่งคลอรีน 2 ชิ้นเป็นเวลา 10 นาที จำนวน 2 ครั้งต่อวัน หรือการใช้น้ำยาบ้วนปากเป็นเวลา 1 นาที จำนวน 2 ครั้งต่อวัน มีผลการด้านเชื้อจุลินทรีย์ไม่แตกต่างกัน³⁸ ให้ผลคล้ายคลึงกับการศึกษาคลินิกแบบสลับกัน ปกปิดข้อมูลสองทาง (Double-blind crossover clinical trial) เปรียบเทียบประสิทธิภาพของหมากฝรั่งที่มีส่วนผสมคลอรีน ซอร์บิทอล (Sorbitol) หรือไซลิทอล (Xylitol) พบว่าหมากฝรั่งที่มีส่วนผสมของคลอรีน สามารถลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์ได้สูงที่สุด³⁹

นอกจากนี้ Simons และคณะติดตามการเคี้ยวหมากฝรั่งที่มีคลอรีนไดอะซีเตต 5.33 มิลลิกรัมต่อชิ้น จำนวน 2 ชิ้นต่อครั้ง ครั้งละ 15 นาที จำนวน 12-14 ครั้งต่อสัปดาห์เป็นเวลา 1 ปี พบว่ากลุ่มตัวอย่างที่เคี้ยวหมากฝรั่งที่มีคลอรีนไดอะซีเตตมีปริมาณเชื้อ *Streptococci mutans* และ *Lactobacilli* น้อยกว่ากลุ่มที่เคี้ยวหมากฝรั่งปกติอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁴⁰ ดังนั้นการใช้หมากฝรั่งคลอรีนเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการใช้คลอรีนในการรักษาผู้ป่วยความเสียหายต่อฟันผุสูง ปัจจุบันได้มีการแนะนำให้เคี้ยวหมากฝรั่งที่มีคลอรีนจำนวน 2-3 ครั้งต่อวัน เพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการลดแผ่นคราบจุลินทรีย์สูงสุด⁴¹

วานิช คลอรีนไดอะซีเตตวานิชถูกพัฒนาครั้งแรกโดย Balanyk และ Sandham ที่ความเข้มข้นร้อยละ 10⁴² ภายหลังได้มีการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นและส่วนผสมอื่น ๆ เพิ่มเติมจากการทบทวนวรรณกรรมแบบเป็นระบบพบว่า ความเข้มข้นของคลอรีนไดอะซีเตตวานิชที่ใช้ในคลินิกอยู่ในช่วงร้อยละ 1-40 โดยที่ความเข้มข้นร้อยละ 1-10 สามารถป้องกันฟันผุบริเวณรากฟันในกลุ่มผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงสูงเช่น ผู้ป่วยสูงอายุ ผู้ป่วยที่มีภาวะน้ำลายน้อยและปากแห้ง (Oligosialic and xerostomic patient)⁴³ ในขณะที่มีการศึกษาระยะยาวเปรียบเทียบประสิทธิภาพของฟลูออไรด์วานิชที่มีโซเดียมฟลูออไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 2.26 และคลอรีนไดอะซีเตตวานิชความเข้มข้นร้อยละ 1 และ 40 โดยทาวานิชบริเวณรากฟันภายหลังการรักษาปริทันต์ขั้นคงสภาพทุก ๆ 3 เดือน เป็นเวลา 3 ปี⁴⁴

นอกจากนี้การศึกษาแบบแบ่งส่วนช่องปาก (Split-mouth study) ของ Pretti และคณะทดสอบผลของคลอร์เฮกซิดีนวานิชต่อการบวมของเหงือกในผู้ป่วยที่มีเครื่องมือจัดฟันชนิดติดแน่นพบว่าที่ระยะเวลา 2 เดือน ภายหลังการทาคลอร์เฮกซิดีนวานิช ความเข้มข้นร้อยละ 40 เพียงหนึ่งครั้ง ส่งผลให้บริเวณดังกล่าวมีพื้นที่ผิวของตัวฟันทางคลินิกมากกว่า (Clinical crown area) บริเวณที่ทายาหลอกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁴⁵

แผ่นเจลาคติน แผ่นเจลาคตินคลอร์เฮกซิดีน (PerioChip[®]) สามารถใช้กำจัดเชื้อร่วมกับการขูดหินน้ำลายและเกลารากฟัน โดยภายในแผ่นเจลาคตินแต่ละแผ่นมีตัวยาคลอร์เฮกซิดีนประมาณ 2.5 มิลลิกรัม ประมาณร้อยละ 40 ของตัวยาในแผ่นเจลาคติน จะถูกปลดปล่อยภายใน 24 ชั่วโมงภายหลังการใส่ลงไปในห้องลิ้นปริทันต์ และตัวยาจะถูกปลดปล่อยอย่างต่อเนื่องนานถึง 7-10 วัน

จากการศึกษาทดลองทางคลินิกแบบสุ่ม ปกปิด ข้อมูลทั้งสองทาง ควบคุมคู่ขนานในโรงพยาบาล 10 แห่ง เป็นระยะเวลา 9 เดือน ภายหลังการใช้แผ่นเจลาคตินพบว่า ความลึกของร่องลิ้นปริทันต์ลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับ การขูดหินน้ำลายและเกลารากฟันอย่างเดียว หรือการใช้แผ่นเจลาคตินหลอก⁴⁶ ในขณะที่ Daneshmand และคณะพบว่า การใช้แผ่นเจลาคตินคลอร์เฮกซิดีนในห้องลิ้นปริทันต์ สามารถลดปริมาณของเชื้อจุลินทรีย์ *P. gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* และ *Tannerella forsythia* แต่เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดปริมาณของเชื้อจุลินทรีย์ระหว่างการเกลารากฟันอย่างเดียว และการเกลารากฟันร่วมกับการใช้แผ่นเจลาคตินพบว่า ชนิดและสัดส่วนของแบคทีเรียในห้องลิ้นปริทันต์ไม่มีความแตกต่างกันที่ 2 และ 4 สัปดาห์ภายหลังการรักษา⁴⁷

วัสดุบูรณะและฟันเทียม (Restorative and prosthetic materials) เนื่องจากคลอร์เฮกซิดีนออกฤทธิ์กว้างในการต้านแบคทีเรียและยีสต์ คลอร์เฮกซิดีนจึงถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมบูรณะเพื่อลดปริมาณแบคทีเรียและเชื้อราในช่องปาก จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า คลอร์เฮกซิดีนถูกใช้ในขั้นตอนการเตรียมโพรงฟันก่อนการบูรณะ Hebling ศึกษาผลของ Cavity Cleanser[™] (สารละลายคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2) ก่อนการบูรณะในกลุ่มตัวอย่าง 28 คนพบว่า การทา Cavity Cleanser[™] ก่อนการบูรณะสามารถยับยั้งการสลายของชั้นไฮบริดได้ (Hybrid layer)⁴⁸ ผลทางห้องปฏิบัติการและทางคลินิกพบว่า Cavity Cleanser[™] สามารถลดปริมาณ *S. mutans* ในเนื้อฟันอย่างมีนัยสำคัญ⁴⁹

นอกจากนี้คลอร์เฮกซิดีนยังถูกนำไปผสมกับวัสดุบูรณะ กาวยึด (Cements) และฐานฟันเทียม (Denture base) เพื่อให้สามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนได้ระหว่างการใช้งาน การพัฒนาวัสดุบูรณะในช่วงแรกเป็นการผสมคลอร์เฮกซิดีนโคอะซิเตกกับเรซินเมทริกซ์ (Resin matrix) โดยตรง โดยปัญหาที่พบในช่วงแรกคือ คลอร์เฮกซิดีนถูกปลดปล่อยออกมาในปริมาณมากเพียงช่วงเวลาสั้น ๆ รวมทั้งสูญเสียคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ ทั้งนี้การปลดปล่อยของคลอร์เฮกซิดีนแปรผันตามการดูดซับน้ำของเรซินเมทริกซ์^{50,51} ภายหลังได้มีการฝังคลอร์เฮกซิดีนลงในอนุภาคซิลิกา (Silica particles) ก่อนที่จะผสมกับเรซินเมทริกซ์พบว่า วัสดุสามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนได้คงที่นานหลายสัปดาห์ รวมทั้งสามารถรีชาร์จ (Recharge) และปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนซ้ำได้อย่างต่อเนื่อง^{52,53} นอกจากนี้ Korkmaz และคณะได้ทดลองผสมคลอร์เฮกซิดีนโคอะซิเตกและเซทริมายด์ (Cetrimide) ในกาวยึดชนิดต่าง ๆ พบว่าการละลาย (Solubility) ของกาวยึดที่ผสมสารต้านจุลชีพจะสูงกว่ากาวยึดที่ไม่ได้ผสมสารต้านจุลชีพ แต่อย่างไรก็ตามกาวยึดที่ผสมสารต้านจุลชีพสามารถต้านเชื้อ *S. mutans* และ *Lactobacillus casei* ได้มากถึง 180 วัน⁵⁴

เมื่อพิจารณาการสะสมของแบคทีเรียและเชื้อรา โดยเฉพาะกลุ่ม *Candida albicans* บนฐานฟันเทียมอะคริลิก มีการศึกษาทดสอบประสิทธิภาพในการลดแผ่นคราบจุลินทรีย์ของสารฆ่าเชื้อชนิดต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบคุณสมบัติของคลอร์เฮกซิดีนโคอะซิเตกความเข้มข้นร้อยละ 1 นิสแททีน (Nystatin) ความเข้มข้นร้อยละ 1 และแอมโฟเทอริซิน บี (Amphotericin B) ความเข้มข้นร้อยละ 1 พบว่าคลอร์เฮกซิดีนร้อยละ 1 สามารถลดแผ่นคราบ *C. albicans* ได้สูงถึงร้อยละ 98 ในขณะที่นิสแททีน และแอมโฟเทอริซิน บี สามารถลดแผ่นคราบ *C. albicans* ได้ร้อยละ 70-80 และ 50-60 ตามลำดับ⁵⁵ ในขณะที่การศึกษาทางคลินิกในผู้ป่วยฟันเทียมทั้งปากของ Machado de Andrade และคณะพบว่า ภายหลังการแช่ฟันเทียมเรซินอะคริลิกในคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2 เป็นเวลา 5 นาที สามารถลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์เทียบเท่ากับการแช่ในคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 เป็นเวลา 20 นาที โดยการประเมินพื้นที่ที่แผ่นคราบจุลินทรีย์ครอบคลุม (Biofilm coverage area) จะประเมินจากการติดสีย้อมบริเวณพื้นผิวด้านในของฐานฟันเทียม⁵⁶

เพื่อลดการสะสมเชื้อจุลินทรีย์บนเรซินอะคริลิก Ryalt และคณะ ทดลองฝังคลอร์เฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 10 ในเรซินอะคริลิกสำหรับทำฐานฟันเทียมชนิดบ่มตัวเอง

พบว่า เรซินอะคริลิกสามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 28 วันโดยไม่สูญเสียคุณสมบัติเชิงกล ซึ่งคลอร์เฮกซิดีนที่ถูกปลดปล่อยออกมาสามารถยับยั้งเชื้อ *C.albicans* ได้อย่างมีประสิทธิภาพ⁵⁷ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Maluf และคณะ ทดลองผสมเรซินอะคริลิกแบบบ่มตัวเองกับคลอร์เฮกซิดีนได้จะหาค่าความเข้มข้นร้อยละ 0.5-2 พบว่าคลอร์เฮกซิดีนถูกปลดปล่อยต่อเนื่องยาวนานถึง 28 วัน และภายหลังทดสอบการยับยั้งเชื้อ *C.albicans* พบบริเวณยับยั้งการเจริญของรา ที่ความเข้มข้นตั้งแต่ร้อยละ 1 ขึ้นไป⁵⁸

แนวทางการใช้คลอร์เฮกซิดีนให้มีประสิทธิภาพ
โดยทั่วไปหลักการทำงานของคลอร์เฮกซิดีนคือ การจับยึดของตัวยากับไกลโคโปรตีนจากน้ำลาย โปรตีนของแบคทีเรีย โปรตีนในคราบจุลินทรีย์ ผิวฟัน และเยื่อเมือก (Mucosa) ซึ่งจะต้านการสะสมใหม่ของแผ่นคราบจุลินทรีย์ แต่ไม่สามารถกำจัดแผ่นคราบจุลินทรีย์ที่ก่อตัวไปแล้วได้ ดังนั้นการกำจัดโปรตีนบางส่วนด้วยวิธีเชิงกล (Mechanical cleansing) ก่อนเริ่มใช้คลอร์เฮกซิดีนจะช่วยให้คลอร์เฮกซิดีนสามารถออกฤทธิ์ยับยั้งแบคทีเรียได้เต็มประสิทธิภาพ การขูดหินน้ำลายเป็นวิธีหนึ่งในการกำจัดโปรตีนส่วนเกินที่มีประสิทธิภาพ แต่อย่างไรก็ตามผู้ป่วยจำเป็นต้องดูแลอนามัยช่องปากอย่างสม่ำเสมอภายหลังการขูดหินน้ำลายเพื่อลดปริมาณแผ่นคราบจุลินทรีย์ในระยะยาว

ทั้งนี้เนื่องจากการจับของสารประกอบประจุลบกับคลอร์เฮกซิดีนส่งผลลดประสิทธิภาพการออกฤทธิ์ คำแนะนำในการดูแลอนามัยช่องปากในปัจจุบันคือการใช้ผลิตภัณฑ์คลอร์เฮกซิดีนภายหลังการแปรงฟันอย่างน้อย 30 นาที และการบ้วนปากด้วยน้ำสะอาดก่อนการใช้คลอร์เฮกซิดีน เพื่อลดปริมาณสารประกอบในยาสีฟันที่หลงเหลือ นอกจากนี้แนะนำให้หลีกเลี่ยงการรับประทานอาหารและการดื่มเครื่องดื่มที่มีฟีนอลสูง เช่น ชา กาแฟ ช็อคโกแลต และไวน์อย่างน้อย 1 ชั่วโมงหลังจากการบ้วนด้วยคลอร์เฮกซิดีน เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการติดคราบสีบนผิวฟันจากสารสีในอาหาร (Dietary chromogen)

นอกเหนือจากประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้นตามความเข้มข้นแล้ว ผลข้างเคียงจากการใช้คลอร์เฮกซิดีนก็พบมากขึ้นตามความเข้มข้นอีกด้วย ดังนั้นหากต้องพิจารณาใช้คลอร์เฮกซิดีนทันตแพทย์ควรพิจารณาเลือกใช้ความเข้มข้นที่ต่ำสุด ให้เหมาะสมกับรูปแบบการรักษาโดยที่ยังสามารถออกฤทธิ์ฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทั้งนี้ควรหลีกเลี่ยงการใช้คลอร์เฮกซิดีนระยะยาวในผู้ป่วยปริทันต์ทั่วไป เนื่องจาก

การใช้คลอร์เฮกซิดีนเป็นเวลานาน อาจก่อให้เกิดผลข้างเคียง เช่น การติดคราบสีบนผิวฟัน และการปรับเปลี่ยนการรับรส รวมทั้งอาจก่อให้เกิดการคืบคลานของเชื้อ *P.gingivalis* และ *S.mutans* ต่อคลอร์เฮกซิดีนได้⁵⁹ หากในกรณีผู้ป่วยไม่สามารถดูแลอนามัยช่องปากตนเองได้และจำเป็นต้องใช้คลอร์เฮกซิดีนในระยะยาว อาจพิจารณาเลือกใช้การใช้น้ำยาบ้วนปากคลอร์เฮกซิดีนที่มีความเข้มข้นต่ำ (ร้อยละ 0.05-0.06)⁶⁰ หรือใช้คลอร์เฮกซิดีนในรูปแบบอื่นเช่น เจลคลอร์เฮกซิดีน หรือใช้ด้วยวิธีอื่นทดแทน เช่น เซทิลไพริดีนียมคลอไรด์⁶¹

แนวทางการพัฒนาผลิตภัณฑ์ และวัสดุทางทันตกรรมที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีน ในปัจจุบันนักวิจัยพยายามพัฒนาวัสดุทางทันตกรรมหลายชนิด เพื่อให้สามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนได้เอง โดยทั่วไปสามารถแบ่งวัตถุประสงค์ของการพัฒนาผลิตภัณฑ์และวัสดุทางทันตกรรมที่มีส่วนผสมของคลอร์เฮกซิดีนได้เป็น 3 กลุ่มหลัก กล่าวคือการเพิ่มความสามารถในการปลดปล่อยด้วยวิธีเชิงกลและต่อเนื่อง การเพิ่มประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อจุลินทรีย์ และการลดการติดคราบสี ทั้งนี้การผสมคลอร์เฮกซิดีนในวัสดุทางทันตกรรมนั้นถูกพัฒนาต่อมาเรื่อย ๆ โดยวัสดุทางทันตกรรมที่มีการศึกษาในปัจจุบัน ได้แก่ ไหมขัดฟัน^{31,32} วัสดุเย็บแผล⁶² แผ่นเยื่อทางศัลยกรรม (Surgical membrane)^{63,64} เรซินคอมโพสิต^{52,53} เรซินอะคริลิกสำหรับทำฐานฟันเทียม และครอบฟันชั่วคราว^{57,58} เป็นต้น

แม้ว่าการเข้าวัสดุในสารละลายคลอร์เฮกซิดีนเป็นวิธีที่นิยมที่สามารถกักเก็บตัวยาไว้ในเนื้อวัสดุได้ แต่พบว่าการปลดปล่อยของคลอร์เฮกซิดีนเป็นจำนวนมากอย่างรวดเร็วภายในไม่กี่ชั่วโมง และการปลดปล่อยลดลงอย่างมีนัยสำคัญภายในไม่กี่วัน ดังนั้นการฝังหรือห่อหุ้มวัสดุ (Impregnate/encapsulate) ด้วยคลอร์เฮกซิดีนจึงเป็นอีกวิธีในการเพิ่มประสิทธิภาพในการปลดปล่อยด้วยวิธีเชิงกล เช่น การฝังคลอร์เฮกซิดีนในอนุภาคซิลิกาที่มีรูพรุนก่อนที่จะนำไปผสมกับเรซินเมทริกซ์ วิธีการดังกล่าวพบว่าจะทำให้สามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนได้คงที่และนานขึ้นโดยไม่สูญเสียคุณสมบัติเชิงกล

ทั้งนี้การใส่อนุภาคแก้ว (Glass particle) ในเรซินเมทริกซ์จะช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้แก่เรซินเมทริกซ์ ดังนั้นการนำเอาวิธีการสร้างรูพรุนในเนื้อวัสดุเช่น การขึ้นรูปด้วยวิธีโฟมแคสติ้ง (Foam casting) การสร้างอนุภาคซิลิกาด้วยเทคนิคโซลเจล (Sol-gel technique) และการใส่สารสร้างรูพรุน (Porogens) ก็จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการฝังด้วยวิธีเชิงกลในเนื้อวัสดุได้ นอกจากนี้การใช้ตัวนำ (Carrier) เช่น กรดไขมัน (Fatty acid) หรือพอลิเมอร์ (Polymer) จะช่วยให้สามารถปลดปล่อยคลอร์เฮกซิดีนจากวัสดุได้คงที่และระยะ

เวลานานขึ้น เช่น การผสมคลอรีนเฮกซิดีนในไหมเย็บ Obermeier และคณะได้ศึกษาเปรียบเทียบระหว่างการใช้ กรดพาล์มิติก (Palmitic acid) และกรดลอริก (Lauric acid) เป็น ตัวนำพบว่าสามารถปลดปล่อยตัวยาได้คงที่ตลอดระยะเวลา ศึกษา 7 วัน แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีรายงานผลการศึกษา ในระยะยาว⁶²

การผสมสารต้านจุลชีพชนิดอื่นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อจุลชีพเช่น โซเดียมฟลูออไรด์⁶³ เซทิลไพรดิ เนียมคลอไรด์⁶⁴ ไทมอล (Thymol)⁶⁵ และไคโตซาน (Chitosan)⁶⁶ พบว่าบางตำรับยาสามารถยับยั้งแผ่นคราบจุลินทรีย์ได้ มากกว่าการใช้คลอรีนเฮกซิดีนเพียงชนิดเดียว ในขณะที่บาง ตำรับยาสามารถลดผลข้างเคียงของคลอรีนเฮกซิดีนได้เนื่องจาก สามารถใช้คลอรีนเฮกซิดีนในความเข้มข้นต่ำโดยไม่สูญเสีย คุณสมบัติการยับยั้งแผ่นคราบจุลินทรีย์ นอกจากนี้มีการศึกษา รายงานการผสมสารต้านการยึดติด (Antiadhesive agent-ICI 239144)⁶⁷ หรือ ระบบต้านการติดสี (Anti-discoloration system)^{68,69} ซึ่งจะมักใช้เกลือเมตาไบซัลไฟท์ (Metabisulfite salt) ที่ความ เข้มข้นร้อยละ 0.15-0.28 โดยมวลต่อปริมาตร⁷⁰ เพื่อการลด การติดคราบสีพบว่า การเติมสารเหล่านี้ในผลิตภัณฑ์คลอรีน เฮกซิดีนสามารถลดการติดคราบสีได้โดยไม่ส่งผลกระทบต่อ ประสิทธิภาพการยับยั้งแผ่นคราบจุลินทรีย์^{68,69} จะเห็นได้ว่า แนวทางการผสมสารสำคัญอื่น ๆ ลงในผลิตภัณฑ์ที่มี ส่วนผสมของคลอรีนเฮกซิดีน สามารถเพิ่มประสิทธิภาพและ ลดผลข้างเคียงซึ่งยังคงสามารถพัฒนาต่อไปได้อีกในอนาคต

บทสรุป

เนื่องจากคุณสมบัติออกฤทธิ์ยับยั้งเชื้อจุลชีพกว้าง ทำให้คลอรีนเฮกซิดีนเป็นยาที่มีบทบาทสำคัญในทางทันตกรรม แม้ว่าความเข้มข้นของคลอรีนเฮกซิดีนเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผล ต่อประสิทธิภาพการลดแผ่นคราบจุลินทรีย์ แต่ผลข้างเคียง จากการใช้คลอรีนเฮกซิดีนก็พบมากขึ้นตามความเข้มข้นที่ สูงขึ้น ดังนั้นจึงควรพิจารณาเลือกใช้คลอรีนเฮกซิดีนความ เข้มข้นต่ำที่สุดที่สามารถต้านเชื้อจุลชีพได้

อนึ่ง การใช้คลอรีนเฮกซิดีนเป็นเพียงส่วนเสริมของ การดูแลอนามัยช่องปาก ซึ่งไม่สามารถทดแทนการดูแล อนามัยช่องปากแบบปกติ (การแปรงฟัน) และการรักษาโดย ทันตแพทย์ได้ ดังนั้นทันตแพทย์จึงควรพิจารณาเลือกใช้ ผลิตภัณฑ์คลอรีนเฮกซิดีนในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถดูแล อนามัยช่องปากของตนเองอย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ ควรพิจารณาเลือกใช้คลอรีนเฮกซิดีนตามบริบทและความ จำเป็นของผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุด

เอกสารอ้างอิง

1. Grossman E, Meckel AH, Isaacs RL, Ferretti GA, Sturzenberger OP, Bollmer BW, et al. A clinical comparison of antibacterial mouthrinses: Effects of chlorhexidine, phenolics, and sanguinarine on dental plaque and gingivitis. *J Periodontol* 1989;60(8):435-40.
2. Joyston- Bechal S, Hernaman N. The effect of a mouthrinse containing chlorhexidine and fluoride on plaque and gingival bleeding. *J Clin Periodontol* 1993;61(1):663-9.
3. Jenkins S, Addy M, Newcombe R. Comparison of two commercially available chlorhexidine mouthrinses: II. Effects on plaque reformation, gingivitis, and tooth staining. *Clin Prev Dent* 1989;11(6):12-6.
4. Segreto VA, Collins EM, Beiswanger BB, Rosa DL, Isaacs RL, Lang NP, et al. A comparison of mouthrinses containing two concentrations of chlorhexidine. *J Periodontal Res* 1986;21(1):23-32.
5. Ernst CP, Prockl K, Willershausen B. The effectiveness and side effects of 0.1% and 0.2% chlorhexidine mouthrinses: A clinical study. *Quintessence Int (Berl)* 1998;29(7):443-8.
6. Neto CAF, Parola CCF, Rösing CK, Maltz M. Comparative analysis of the effect of two chlorhexidine mouthrinses on plaque accumulation and gingival bleeding. *Braz Oral Res* 2008;22(2):139-44.
7. Berchier CE, Slot DE, Van Der Weijden GA. The efficacy of 0.12% chlorhexidine mouthrinse compared with 0.2% on plaque accumulation and periodontal parameters: A systematic review. *J Clin Periodontol* 2010;37(9):829-39.
8. Quirynen M, Avontroodt P, Peeters W, Pauwels M, Coucke W, Van Steenberghe D. Effect of different chlorhexidine formulations in mouthrinses on de novo plaque formation. *J Clin Periodontol* 2008;28(12):1127-36.
9. Van Strydonck DAC, Timmerman MF, Van Der Velden U, Van Der Weijden GA. Plaque inhibition of two commercially available chlorhexidine mouthrinses. *J Clin Periodontol* 2005;32(3):305-9.

10. Papaioannou W, Vassilopoulos S, Vrotsos I, Margaritis V, Panis V. A comparison of a new alcohol-free 0.2% chlorhexidine oral rinse to an established 0.2% chlorhexidine rinse with alcohol for the control of dental plaque accumulation. *Int J Dent Hyg* 2016;14(4):272-7.
11. Van Strydonck DAC, Slot DE, Van Der Velden U, Van Der Weijden F. Effect of a chlorhexidine mouthrinse on plaque, gingival inflammation and staining in gingivitis patients: A systematic review. *J Clin Periodontol* 2012; 39(11):1042-59.
12. Supranoto SC, Slot DE, Addy MA, Van der Weijden GA. The effect of chlorhexidine dentifrice or gel versus chlorhexidine mouthwash on plaque, gingivitis, bleeding and tooth discoloration: A systematic review. *Int J Dent Hyg* 2015;13(2):83-92.
13. Haydari M, Bardakci AG, Koldsland OC, Aass AM, Sandvik L, Preus HR. Comparing the effect of 0.06%-, 0.12% and 0.2% Chlorhexidine on plaque, bleeding and side effects in an experimental gingivitis model: A parallel group, double masked randomized clinical trial. *BMC Oral Health* 2017;17(1):118.
14. Elkerbout T, Slot D, Bakker E, Van der Weijden G. Chlorhexidine mouthwash and sodium lauryl sulphate dentifrice: Do they mix effectively or interfere? *Int J Dent Hyg* 2016;14(1):42-52.
15. Kolahi J, Soolari A. Rinsing with chlorhexidine gluconate solution after brushing and flossing teeth: a systematic review of effectiveness. *Quintessence Int* 2006;37(8):605-12.
16. Yoon JG, Yoon J, Song JY, Yoon SY, Lim CS, Seong H, et al. Clinical significance of a high SARS-CoV-2 viral load in the saliva. *J Korean Med Sci* 2020;35(20):e195.
17. Kampf G, Todt D, Pfaender S, Steinmann E. Persistence of coronaviruses on inanimate surfaces and their inactivation with biocidal agents. *J Hosp Infect* 2020; 104(3):246-51.
18. O' Donnell VB, Thomas D, Stanton R, Maillard JY, Murphy RC, Jones SA, et al. Potential role of oral rinses targeting the viral lipid envelope in SARS-CoV-2 infection. *Function (Oxf)* 2020;1(1):zqaa002.
19. Chin AWH, Chu JTS, Perera MRA, Hui KPY, Yen HL, Chan MCW, et al. Stability of SARS-CoV-2 in different environmental conditions. *Lancet Microbe* 2020;1(1): e10.
20. Southard SR, Drisko CL, Killoy WJ, Cobb CM, Tira DE. The effect of 2% chlorhexidine digluconate irrigation on clinical parameters and the level of bacteroides gingivalis in periodontal pockets. *J Periodontol* 1989; 60(6):302-9.
21. Pandya DJ, Manohar B, Mathur LK, Shankarapillai R. Comparative evaluation of two subgingival irrigating solutions in the management of periodontal disease: A clinicomicrobial study. *J Indian Soc Periodontol* 2016; 20(6):597-602.
22. Jolkovsky DL, Waki MY, Newman MG, Otomo-Corgel J, Madison M, Flemming TF, et al. Clinical and microbiological effects of subgingival and gingival marginal irrigation with chlorhexidine gluconate. *J Periodontol* 1990;61(11):663-9.
23. Brownstein CN, Briggs SD, Schweitzer KL, Briner WW, Kornman KS. Irrigation with chlorhexidine to resolve naturally occurring gingivitis A methodologic study. *J Clin Periodontol* 1990;17(8):588-93.
24. Gomes BPFA, Vianna ME, Zaia AA, Almeida JFA, Souza-Filho FJ, Ferraz CCR. Chlorhexidine in endodontics. *Braz Dent J* 2013;24(2):89-102.
25. Kuruvilla JR, Kamath MP. Antimicrobial activity of 2.5% sodium hypochlorite and 0.2% chlorhexidine gluconate separately and combined, as endodontic irrigants. *J Endod* 1998;24(7):472-6.
26. Prado M, Santos Júnior HM, Rezende CM, Pinto AC, Faria RB, Simão RA, et al. Interactions between irrigants commonly used in endodontic practice: A chemical analysis. *J Endod* 2013;39(4):505-10.
27. Dickson GQ, López IY, Muñoz AF, Nolf MR. Distilled water as an intermediate irrigant between 5% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine to prevents the formation of parachloroaniline. *EC Dent Sci* 2017:208-13.
28. Addy M, Jenkins S, Newcombe R. Studies on the effect of toothpaste rinses on plaque regrowth: (I). Influence of surfactants on chlorhexidine efficacy. *J Clin Periodontol* 1989;16(6):380-4.

29. Yates R, Jenkins S, Newcombe R, Wade W, Moran J, Addy M. A 6-month home usage trial of a 1% chlorhexidine toothpaste: (I). Effects on plaque, gingivitis, calculus and toothstaining. *J Clin Periodontol* 1993;20(2):130-8.
 30. Jenkins S, Addy M, Newcombe R. The effects of a chlorhexidine toothpaste on the development of plaque, gingivitis and tooth staining. *J Clin Periodontol* 1993; 20(1):59-62.
 31. Muniz FWMG, Sena KS, de Oliveira CC, Veríssimo DM, Carvalho RS, Martins RS. Efficacy of dental floss impregnated with chlorhexidine on reduction of supragingival biofilm: A randomized controlled trial. *Int J Dent Hyg* 2015;13(2):117-24.
 32. Muniz FWMG, da Silva Lima H, Rösing CK, Martins RS, Moreira MMSM, Carvalho R de S. Efficacy of an unwaxed dental floss impregnated with 2% chlorhexidine on control of supragingival biofilm: A randomized, clinical trial. *J Investig Clin Dent* 2018;9(1):e12280.
 33. Francis JR, Hunter B, Addy M. A Comparison of three delivery methods of chlorhexidine in handicapped children: I. Effects on plaque, gingivitis, and toothstaining. *J Periodontol* 1987;58(7):451-5.
 34. Francis JR, Addy M, Hunter B. A Comparison of three delivery methods of chlorhexidine in handicapped children: II. Parent and house-parent preferences. *J Periodontol* 1987;58(7):456-9.
 35. Kalaga A, Addy M, Hunter B. Comparison of chlorhexidine delivery by mouthwash and spray on plaque accumulation. *J Periodontol* 1989;60(3):127-30.
 36. Kalaga A, Addy M, Hunter B. The use of 0.2% chlorhexidine spray as an adjunct to oral hygiene and gingival health in physically and mentally handicapped adults. *J Periodontol* 1989;60(7):381-5.
 37. Francetti L, Del Fabbro M, Basso M, Testori T, Taschieri S, Weinstein R. Chlorhexidine spray versus mouthwash in the control of dental plaque after implant surgery. *J Clin Periodontol* 2004;31(10):857-62.
 38. Smith AJ, Moran J, Dangler LV, Leight RS, Addy M. The efficacy of an anti-gingivitis chewing gum. *J Clin Periodontol* 1996;23(1):19-23.
 39. Tellefsen G, Larsen G, Kaligithi R, Zimmerman GJ, Wikesjö UME. Use of chlorhexidine chewing gum significantly reduces dental plaque formation compared to use of similar xylitol and sorbitol products. *J Periodontol* 1996;67:181-3.
 40. Simons D, Brailsford SR, Kidd EAM, Beighton D. The effect of medicated chewing gums on oral health in frail older people: A 1-year clinical trial. *J Am Geriatr Soc* 2002;50(8):1348-53.
 41. Imfeld T. Chlorhexidine-containing chewing gum. Clinical documentation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006;116:476-83.
 42. Balanyk TE, Sandham HJ. Development of sustained-release antimicrobial dental varnishes effective against streptococcus mutans *in vitro*. *J Dent Res* 1985; 64(12):1356-60.
 43. Slot DE, Vaandrager NC, Van Loveren C, Van Palenstein Helderman WH, Van Der Weijden GA. The effect of chlorhexidine varnish on root caries: A systematic review. *Caries Res* 2011;45(2):162-73.
 44. Bizhang M, Chun Y-HP, Heisrath D, Purucker P, Singh P, Kersten T, et al. Microbiota of exposed root surfaces after fluoride, chlorhexidine, and periodontal maintenance therapy: a 3-year evaluation. *J Periodontol* 2007; 78(8):1580-9.
 45. Pretti H, de Rezende Barbosa GL, Lages EMB, Gala-García A, de Magalhães CS, Moreira AN. Effect of chlorhexidine varnish on gingival growth in orthodontic patients: A randomized prospective split-mouth study. *Dental Press J Orthod* 2015;20(5):66-71.
 46. Jeffcoat MK, Bray KS, Ciancio SG, Dentino AR, Fine DH, Gordon JM, et al. Adjunctive Use of a Subgingival Controlled-Release Chlorhexidine Chip Reduces Probing Depth and Improves Attachment Level Compared With Scaling and Root Planing Alone. *J Periodontol* 1998;69(9):989-97.
 47. Daneshmand N, Jorgensen MG, Nowzari H, Morrison JL, Slots J. Initial effect of controlled release chlorhexidine on subgingival microorganisms. *J Periodontal Res* 2002;37(5): 375-9.
-

48. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers *in vivo*. *J Dent Res* 2005;84(8):741-6.
49. Borges FM, De Melo MA, Lima JP, Zanin IC, Rodrigues LK. Antimicrobial effect of chlorhexidine digluconate in dentin: *In vitro* and *in situ* study. *J Conserv Dent* 2012; 15(1):22-6.
50. Chen L, Suh BI, Yang J. Antibacterial dental restorative materials: A review. *Am J Dent* 2018;31(Sp Is B):6B-12B.
51. Hiraishi N, Yiu CKY, King NM, Tay FR, Pashley DH. Chlorhexidine release and water sorption characteristics of chlorhexidine-incorporated hydrophobic/hydrophilic resins. *Dent Mater* 2008;24(10):1391-9.
52. Zhang JF, Wu R, Fan Y, Liao S, Wang Y, Wen. ZT, et al. Antibacterial dental composites with chlorhexidine and mesoporous silica. *J Dent Res* 2014;93(12):1283-9.
53. Seneviratne CJ, Leung KCF, Wong CH, Lee SF, Li X, Leung PC, et al. Nanoparticle-encapsulated chlorhexidine against oral bacterial biofilms. *PLoS One* 2014;9(8):e103234.
54. Korkmaz FM, Tüzüner T, Baygin O, Buruk CK, Durkan R, Bagis B. Antibacterial activity, surface roughness, flexural strength, and solubility of conventional luting cements containing chlorhexidine diacetate/ cetrimide mixtures. *J Prosthet Dent* 2013;110(2):107-15.
55. Redding S, Bhatt B, Rawls HR, Siegel G, Scott K, Lopez-Ribot J. Inhibition of *Candida albicans* biofilm formation on denture material. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* 2009;107(5): 669-72.
56. Machado de Andrade I, Cruz PC, Silva-Lovato CH, de Souza RF, Cristina Monteiro Souza-Gugelmin M, de Freitas Oliveira Paranhos H. Effect of chlorhexidine on denture biofilm accumulation. *J Prosthodont* 2012;21(1): 2-6.
57. Ryalat S, Darwish R, Amin W. New form of administering chlorhexidine for treatment of denture-induced stomatitis. *Ther Clin Risk Manag* 2011;7:219-25.
58. Maluf CV, Peroni LV, Menezes LR, Coutinho W, Lourenço EJV, Telles D de M. Evaluation of the physical and antifungal effects of chlorhexidine diacetate incorporated into polymethyl methacrylate. *J Appl Oral Sci* 2020;28:e20190039.
59. Kulik EM, Waltimo T, Weiger R, Schweizer I, Lenkeit K, Filipuzzi-Jenny E, et al. Development of resistance of mutans streptococci and *Porphyromonas gingivalis* to chlorhexidine digluconate and amine fluoride/stannous fluoride-containing mouthrinses, *in vitro*. *Clin Oral Investig* 2015;19(6):1547-53.
60. Takenaka S, Ohsumi T, Noiri Y. Evidence-based strategy for dental biofilms: Current evidence of mouthwashes on dental biofilm and gingivitis. *Jpn Dent Sci Rev* 2019;55(1):33-40.
61. Haps S, Slot DE, Berchier CE, Van der Weijden GA. The effect of cetylpyridinium chloride-containing mouth rinses as adjuncts to toothbrushing on plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. *Int J Dent Hyg* 2008;6(4):290-303.
62. Obermeier A, Schneider J, Wehner S, Matl FD, Schieker M, Eisenhart-Rothe RV, et al. Novel high efficient coatings for anti-microbial surgical sutures using chlorhexidine in fatty acid slow-release carrier systems. *PLoS One* 2014;9(7):e101426.
63. Inoue BS, Streit S, dos Santos Schneider AL, Meier MM. Bioactive bacterial cellulose membrane with prolonged release of chlorhexidine for dental medical application. *Int J Biol Macromol* 2020;148:1098-108.
64. Silva M dos S, Neto NL, da Costa SA, da Costa SM, Oliveira TM, de Oliveira RC, et al. Biophysical and biological characterization of intraoral multilayer membranes as potential carriers: A new drug delivery system for dentistry. *Mater Sci Eng C* 2017;71:498-503.
65. Jentsch HFR, Eckert FR, Eschrich K, Stratul SI, Kneist S. Antibacterial action of Chlorhexidine/ thymol containing varnishes *in vitro* and *in vivo*. *Int J Dent Hyg* 2014;12(3): 168-73.
66. Zorrilla SR, Carrión AB, García AG, Moreno PG, Mendiá XM, Prado RS, et al. Effect of antiseptic gels in the microbiologic colonization of the suture threads after oral surgery. *Sci Rep* 2020;10:8360.
67. Addy M, Moran J, Newcombe R, Warren P. The comparative tea staining potential of phenolic, chlorhexidine and anti-adhesive mouthrinses. *J Clin Periodontol* 1995;22(12):923-8.

68. Van Swaaij BWM, van der Weijden GA, Bakker EWP, Graziani F, Slot DE. Does chlorhexidine mouthwash, with an anti-discoloration system, reduce tooth surface discoloration without losing its efficacy? A systematic review and meta-analysis. *Int J Dent Hyg* 2020;18(1):27-3.
69. Bernardi F, Pincelli MR, Carloni S, Gatto MR, Montebugnoli L. Chlorhexidine with an anti discoloration system. A comparative study. *Int J Dent Hyg* 2004;2(3):122-6.
70. Boiocchi L. Improved Mouthwash Preparation. European Patent Office;EP3171854A1, 2020.

ผู้รับผิดชอบบทความ

สุพลเทพ ตีระกนก

สาขาวิชาทันตกรรมอนุรักษ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90112

โทรศัพท์: 074 287 571, 088 910 0464

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: supontep.t@psu.ac.th

Chlorhexidine in Dentistry Part II: Products, Application, and Future Development

Teerakanok S*

Abstract

Chlorhexidine is commonly used in the medical and dental field because it is a board spectrum antimicrobial agent with high safety and efficacy. Although chlorhexidine was researched and developed as a commercial product for more than 60 years, the researchers still pay attention to the improvement of chlorhexidine application to yield the highest benefits. This review article aimed to elucidate chlorhexidine contained dental products, the approaches to optimize benefits, along with research and development of chlorhexidine application to improve the clinical efficacy.

Keywords: Chlorhexidine/ Mouthwashes/ Drug administration/ Drug combination

Corresponding Author

Supontep Teerakanok

Department of Conservative Dentistry,

Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University,

Amphur Hat Yai, Songkhla 90112.

Tel.: +66 74 287 571, +66 88 910 0464

Email: supontep.t@psu.ac.th

** Periodontics Division, Department of Conservative Dentistry, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Amphur Hat Yai, Songkhla.*