



ความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สองชนิด
หลังจากการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน

MARGINAL ADAPTATION AND SURFACE CHARACTERISTIC
OF TWO CALCIUM SILICATE CEMENTS AFTER BLOOD CONTAMINATION
IN RETROGRADE FILLING MODELS

ภาณุมาศ วันเปี่ยม

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2563

ความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สองชนิด
หลังจากการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย่นปลายรากฟัน



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

MARGINAL ADAPTATION AND SURFACE CHARACTERISTIC
OF TWO CALCIUM SILICATE CEMENTS AFTER BLOOD CONTAMINATION
IN RETROGRADE FILLING MODELS



BHANUMAS WANPIA

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2020

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะพื้นผิวของแคลเซียมซิติลิกเกตซีเมนต์สองชนิด

หลังจากการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย่นปลายรากฟัน

ของ

ภาณุมาศ วันเปี่ยม

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

(ดร. ทนตแพทย์หญิงจรรยา ศักดิ์ดี)

ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.สมลิณี พิมพ์
ขาวขำ)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ชินาลย์ ปิยะชน)

ชื่อเรื่อง	ความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะพื้นผิวของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์สองชนิด
ผู้วิจัย	หลังจากการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย่นปลายรากฟัน
ปริญญา	ภาณุมาศ วันเปี้ย
ปริญญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ที่ปรึกษา	ดร. ทนตแพทย์หญิง จารุมา ศักดิ์ดี

วัตถุประสงค์ : เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุกับเนื้อฟัน ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวเคมีของวัสดุแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ 2 ชนิดที่มีการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย่นปลายรากฟัน วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ : ฟันกรามน้อยล่างรากเดี่ยวจำนวน 60 ซี่ ตัดส่วนตัวฟันออก เตรียมคลองรากฟันและอุดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา ตัดปลายรากฟันยาว 3 มิลลิเมตรจากปลายรากฟันและกรดย่อนปลายรากฟันให้มีความลึก 3 มิลลิเมตร สุ่มแบ่งฟันออกเป็น 6 กลุ่ม โดย 3 กลุ่มอุดย่นปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทิน และอีก 3 กลุ่มอุดย่นปลายรากฟันด้วยเรโพรเอ็มทีเอ ภายใต้สภาวะการปนเปื้อนสามแบบคือ เคลือบหรือไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดก่อนอุดย่นปลายรากฟันและปนเปื้อนพื้นผิววัสดุภายนอกด้วยเลือดหลังอุดย่นปลายรากฟัน และปนเปื้อนพื้นผิววัสดุภายนอกด้วยสารจำลองของเหลวในร่างกายหลังอุดย่นปลายรากฟัน โดยหลังจากการปนเปื้อนเป็นระยะเวลา 7 วัน จะทำการวัดความกว้างและความยาวของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันและศึกษาลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด วิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุด้วยเอกซเรย์สเปกโตรสโคปีแบบกระจายพลังงาน (EDX) ผลการศึกษา : ค่าเฉลี่ยความกว้างและความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันในแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) โดยกลุ่มที่อุดย่นปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทิน เคลือบเลือดบนผนังคลองรากฟันและปนเปื้อนเลือดมีความกว้างและความยาวของช่องว่างมากที่สุด ในขณะที่กลุ่มที่อุดย่นปลายรากฟันด้วยเรโพรเอ็มทีเอ ไม่เคลือบเลือดบนผนังคลองรากฟันแต่ปนเปื้อนเลือดมีความกว้างช่องว่างน้อยที่สุด ลักษณะพื้นผิวของวัสดุที่ถูกปนเปื้อนประกอบไปด้วยผลึกก้อนกลมมากกว่าผลึกที่มีเหลี่ยมมุม มีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสที่ไม่ใกล้เคียงกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งแสดงว่าไม่พบการสร้างผลึกไฮดรอกในช่องระยะเวลา 7 วัน สรุป : ผลของการปนเปื้อนเลือดบนวัสดุแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์สองชนิดมีความแนบสนิทของขอบและลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน โดยการปนเปื้อนเลือดบนพื้นผิวสองด้านส่งผลเสียต่อความแนบสนิทของขอบและสมบัติชีวเคมีได้มากกว่าการปนเปื้อนเลือดบนพื้นผิวด้านเดียว

คำสำคัญ : ความแนบสนิทของขอบวัสดุ, การปนเปื้อนเลือด, ศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก, อุดย่นปลายรากฟัน, แคลเซียมซิติเกตซีเมนต์, ไบโอเดนทิน, เรโพรเอ็มทีเอ, สมบัติชีวเคมี

Title	MARGINAL ADAPTATION AND SURFACE CHARACTERISTIC OF TWO CALCIUM SILICATE CEMENTS AFTER BLOOD CONTAMINATION IN RETROGRADE FILLING MODELS
Author	BHANUMAS WANPIA
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2020
Thesis Advisor	Dr. Jaruma Sakdee

Objective: The aim of this study is to compare the marginal adaptation, surface characteristics and bioactivity of two calcium silicate cements after blood contamination in retrograde filling models. Materials and methods: Decoronated sixty single-rooted lower premolars were prepared and obturated with gutta percha. All of them were resected 3 mm apically. The root-end cavities were prepared to the depth of 3 mm. The specimens were randomly allocated into six groups; three groups were filled with Biodentine and other three groups were filled with Retro MTA under the three different contaminated conditions; root-end cavities were coated or not coated with blood before retrograde filling, external surfaces of root-end filling material were contaminated with blood or with simulating body fluid. Seven days after contamination, the width and length of the gaps formed in the dentin/material interface were measured using Scanning electron microscope (SEM). The chemical compositions were analyzed using energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDX). Results: The mean of gap width and length were significant difference between each group ($P<0.05$). The highest gap length and width were found in the group of Biodentine with blood coated and blood contamination. The smallest gap was found in the group of Retro MTA with non-blood coated and blood contamination. The round crystals formation and lack of angular crystal formation on the contaminated surfaces were found. The Ca/P ratios were not close to stoichiometric hydroxyapatite which implied that there were no hydroxyapatite crystals formation on material surfaces within seven days. Conclusions: Blood contamination on two calcium silicate cements had a differences marginal adaptation and surface characteristics, and two surfaces contamination had a detrimental effect on marginal adaptation and bioactivity more than one surface contamination.

Keyword : Marginal adaptation, Blood contamination, Endodontic surgery, retrograde filling, Calcium silicate cement, Biodentine, Retro MTA, Bioactivity

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ที่ให้การสนับสนุนทุนอุดหนุนงานวิจัย ซึ่งงานวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจาก ดร.ทพญ.จารุมา ศักดิ์ดี และ ผศ.ทพ.สุวิทย์ วิมลจิตต์ ผู้เป็นดั่งลมใต้ปีกที่ให้คำปรึกษาแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ผู้วิจัยตระหนักถึงความตั้งใจจริงและความทุ่มเทของอาจารย์ จึงกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้ ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์สาขาวิทยาเอ็นโดดอนต์ทุกท่านที่เมตตาให้ความช่วยเหลือมาตลอดช่วงเวลาของการศึกษา รวมไปถึงบุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและให้การช่วยเหลือในการวิจัยครั้งนี้เป็นไปอย่างราบรื่น ขอบพระคุณ นางกนกพร สุขยานันท์ ที่กรุณาให้ความช่วยเหลือในการใช้เครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน

ท้ายที่สุดขอขอบพระคุณบุพการีและบุคคลรอบข้างที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุนในทุกการตัดสินใจจนการศึกษานี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ภาณุมาศ วันเปี่ยม

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
ความมุ่งหมายของงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย	3
ขอบเขตของการวิจัย	4
ตัวแปรที่ศึกษา	4
กรอบแนวคิดงานวิจัย.....	5
คำถามการวิจัย.....	5
สมมติฐานการวิจัย.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์.....	6
การพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์.....	7
1. ไบโอเดนทีน (Biodentine®)	8
2. เรโทรเอ็มทีเอ (Retro MTA®)	10
การปนเปื้อนเลือดที่เกิดขึ้นในสถานการณ์ทางคลินิก	13

ผลของการปนเปื้อนเลือดกับแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ระหว่างการรักษา	14
การศึกษาแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์กับสารเหลวชนิดอื่น ๆ	16
กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	17
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	20
การคัดเลือกพื้นที่ใช้ในการทดลอง	20
การเตรียมพื้นที่ใช้ในการทดลอง	20
การอุดย่นปลายรากฟันและการนำชิ้นงานมาสัมผัสเลือด	22
การทำแบบจำลองชิ้นงานด้วยเรซิน (resin replicas)	25
การวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	26
การศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน	27
การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมี	27
การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ (Statistical analysis)	28
บทที่ 4 ผลการวิจัยและการวิเคราะห์ข้อมูล	29
การทดสอบความแนบสนิทของขอบวัสดุ	29
1.การวัดความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน	29
2. การวัดความยาวของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน	32
การศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันหลังจากการปนเปื้อนเลือดหรือสาร จำลองของเหลวในร่างกาย	35
การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีของพื้นผิววัสดุอุดย่นปลายรากฟัน	37
บทที่ 5 อภิปราย สรุปผลและข้อเสนอแนะ	41
การอภิปรายผลการวิจัย	41
สรุปผลการวิจัย	50
ข้อเสนอแนะ	50

บรรณานุกรม	51
ภาคผนวก.....	62
ประวัติผู้เขียน.....	69



สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 ส่วนประกอบของไบโอดีเอ็นที.....	8
ตาราง 2 ส่วนประกอบของเรโทรไวรัสเอ 11	
ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัดกับผนังคลองรากฟัน29	
ตาราง 4 ค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัดกับผนังคลองรากฟัน.....32	



สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย	5
ภาพประกอบ 2 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่แสดงให้เห็นถึงช่องว่างระหว่างขอบวัสดุและเนื้อพื้น ⁽⁴⁶⁾	18
ภาพประกอบ 3 ก. ลักษณะผลึกของเอ็มทีเอที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ข. ลักษณะผลึกของเอททริงไกต์ ค. ลักษณะผลึกของเอ็มทีเอที่ผสมกับน้ำและมีการสัมผัสเลือด ง. ลักษณะผลึกของเอ็มทีเอที่ผสมด้วยเลือดและมีการสัมผัสเลือด ⁽⁵⁾	19
ภาพประกอบ 4 การเตรียมพื้นที่ใช้ในการทดลอง ก. พื้นที่ใช้ในการทดลอง ข. การตัดตัวพื้น ค. การขยายคลองรากฟัน ง. การอุดคลองรากฟัน	21
ภาพประกอบ 5 ก. การตัดปลายรากฟัน ข. การกรอเยื่อปลายรากฟัน ค. รากฟันหลังเตรียมเสร็จ	21
ภาพประกอบ 6 ก. ไปโอเดนทีน ข. เรโพรเอ็มทีเอ	22
ภาพประกอบ 7 กลุ่มการทดลอง 6 กลุ่มตามลำดับ (สีน้ำเงิน = ไปโอเดนทีน/ สีขาว = เรโพร เอ็มทีเอ/ เส้นสีแดงรอบวัสดุอุดเยื่อปลายรากฟัน = เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด)	23
ภาพประกอบ 8 การทำแบบจำลองชิ้นงาน ก. รากฟันที่ได้รับการอุดเยื่อปลายรากฟันแล้ว ข. การพิมพ์ปลายรากฟัน ค. การเทแบบจำลองด้วยอีพ็อกซีเรซิน ง. แบบจำลองชิ้นงานเรซิน	25
ภาพประกอบ 9 ก. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ข. การแบ่งพื้นที่หน้าตัดของปลายรากฟันออกเป็น 6 ส่วนเท่า ๆ กัน	26
ภาพประกอบ 10 ก. การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีด้วย EDX ข. เครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	27
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษา	30
ภาพประกอบ 12 ช่องว่างระหว่างขอบของวัสดุและผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษาโดย ก. คือกลุ่มที่ 1, ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือกลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6	

โดยอักษรภาษาอังกฤษ D เป็นสัญลักษณ์แทนส่วนที่เป็นเนื้อฟัน อักษรภาษาอังกฤษ M แทนส่วนที่เป็นวัสดุอุดที่ยึดปลายรากฟัน	31
ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษา	33
ภาพประกอบ 14 ช่องว่างระหว่างขอบวัสดุอุดที่ยึดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันโดยรอบของแต่ละกลุ่มการศึกษา โดย ก. คือกลุ่มที่ 1, ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือกลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6	34
ภาพประกอบ 15 ลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดที่ยึดปลายรากฟันแต่ละกลุ่มการศึกษาหลังจากการปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 7 วัน โดย ก. คือกลุ่มที่ 1, ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือกลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6.....	36
ภาพประกอบ 16 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 1 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ.....	37
ภาพประกอบ 17 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 2 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ	38
ภาพประกอบ 18 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 3 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ.....	38
ภาพประกอบ 19 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 4 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ.....	39
ภาพประกอบ 20 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 5 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ.....	40

ภาพประกอบ 21 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 6 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ.....40



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การรักษาทางเอ็นโดดอนติกส์ให้ประสบความสำเร็จนั้นขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น การรักษาด้วยวิธีปลอดเชื้อ (aseptic technique) การทำความสะอาดคลองรากฟัน ไม่ว่าจะเป็นการตัดผนังคลองรากฟัน การใช้น้ำยาล้างคลองรากฟัน หรือการใส่ยาในคลองรากฟัน ทั้งหมดมีความมุ่งหมายที่จะกำจัดเชื้อจุลินทรีย์ที่อาศัยอยู่ในคลองรากฟัน แต่อีกปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญไม่ยิ่งหย่อนไปกว่าปัจจัยที่ได้กล่าวไปแล้วคือวัสดุที่เลือกใช้ในการผนึกคลองรากฟัน ไม่ว่าจะเป็นวัสดุอุดคลองรากฟัน ซีลเลอร์ (sealer) รวมถึงวัสดุที่ใช้ในการซ่อมรอยทะลุบริเวณรากฟันหรือวัสดุอุดย้อนปลายรากฟัน วัสดุเหล่านี้ควรมีความเหมาะสมกับผนังคลองรากฟัน มีการละลายตัวต่ำ สามารถต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ได้ มีความแข็งแรงที่เหมาะสมเพื่อป้องกันการหลุดออกของวัสดุจากบริเวณที่ทำการรักษาเมื่อได้รับแรงและป้องกันการแทรกซึมของเชื้อจุลินทรีย์เข้าสู่ระบบคลองรากฟัน

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement) เป็นวัสดุที่มีความเป็นชีวกัมมันต์ (bioactivity) และมีความเข้ากันกับเนื้อเยื่อได้ดี โดยเอ็มทีเอ (MTA; mineral trioxide aggregate) เป็นวัสดุชนิดแรกในกลุ่มนี้ที่ถูกพัฒนาขึ้นมา จากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽¹⁻⁴⁾ พบว่าเอ็มทีเอมีสมบัติที่ดี สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้อย่างหลากหลาย เช่น ใช้ในการรักษาความมีชีวิตของเนื้อเยื่อใน (vital pulp therapy) ใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุบริเวณรากฟัน (perforation repair) ใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟัน (root-end filling material) ใช้ในการสร้างแนวกันปิดปลายราก (apical barrier) รวมไปถึงใช้ในงานรีเจนเนอเรทิฟเอ็นโดดอนติกส์ (regenerative endodontics) เป็นต้น

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าวัสดุในกลุ่มเอ็มทีเอมีความเหมาะสมกับเนื้อฟันในสถานะที่ขึ้นน้อย แต่ในการรักษาทางเอ็นโดดอนติกส์ โดยเฉพาะการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก (endodontic surgery) ซึ่งเป็นหัตถการที่มักมีเลือดออกในบริเวณที่ทำการรักษา มีการเปิดแผ่นเหงือก การกรอกำจัดกระดูกบริเวณปลายรากฟัน ทำให้ในระหว่างการรักษาจึงอาจมีการปนเปื้อนเลือดหรือสัมผัสเลือดของผู้ป่วยกับวัสดุที่ใช้ในการรักษาหรือบริเวณผนังคลองรากฟันอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ หากวัสดุมีการสัมผัสเลือดในขณะที่ยังไม่แข็งตัวสมบูรณ์ อาจส่งผลให้วัสดุมีสมบัติทางกลที่เปลี่ยนแปลงไป Nekoofer และคณะในปี 2010⁽⁵⁾ พบว่าค่าเฉลี่ยความทนแรงอัด (compressive strength) ของโพรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot MTA) ในกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดจะต่ำกว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด Akcay และคณะในปี 2016⁽⁶⁾ พบว่าในสถานะที่มีการ

ป็นเบื่อนเลือดจะทำให้วัสดุอุดยอนปลายรากมีความทนแรงกด (push-out bond strength) ลดลง โดยไบโอเดนทีน (Biodentine) มีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดมากกว่าเอ็มทีเอ ซึ่งให้ผลไปในทางเดียวกันกับการศึกษาของ Ashofteh Yazdi และคณะในปี 2017 ⁽⁷⁾ และ Bhagya และคณะในปี 2018 ⁽⁸⁾

นอกจากจะทำให้สมบัติทางกลเปลี่ยนแปลงแล้ว ยังเปลี่ยนแปลงสมบัติทางชีวภาพของวัสดุ ซึ่งมีการศึกษาพบว่า การป็นเบื่อนเลือดบนวัสดุจะส่งผลต่อความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ด้วยกัน Farrugia และคณะในปี 2017 ⁽⁹⁾ พบว่าเอ็มทีเอที่มีการป็นเบื่อนเลือดจะมีความสามารถในการกำจัดเชื้อเอนเทอโรคอคคัส ฟีคาลิส (*Enterococcus faecalis*; *E. faecalis*) ลดลงซึ่งจะเห็นได้อย่างชัดเจนในวันที่ 7

แม้ว่าเอ็มทีเอจะเป็นวัสดุที่พึงประสงค์ แต่เนื่องจากเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัว (setting time) ที่นาน ทำให้ปัจจุบันจึงมีการพัฒนาวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ชนิดใหม่ขึ้นมาเพื่อลดข้อด้อยดังกล่าวของเอ็มทีเอ เช่น ไบโอเดนทีนและเรโทรเอ็มทีเอ เป็นต้น ไบโอเดนทีน เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีการเติมแคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride; CaCl_2) ลงไปในส่วนเหลว เพื่อช่วยเร่งปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration reaction) ให้เกิดได้เร็วขึ้น ส่งผลให้ไบโอเดนทีนมีระยะเวลาก่อตัวเพียง 10-12 นาที ซึ่งสั้นกว่าเอ็มทีเอ ⁽¹⁰⁾ ส่วนเรโทรเอ็มทีเอ ก็เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดหนึ่งที่ได้รับการพัฒนาสมบัติและออกวางจำหน่ายได้ไม่นาน โดยเรโทรเอ็มทีเอจะประกอบไปด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) เป็นหลัก ซึ่งแคลเซียมคาร์บอเนตจะช่วยให้อายุการก่อตัวเร็วขึ้น ทำให้เรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเพียง 180 วินาทีเท่านั้น ยิ่งวัสดุมีการก่อตัวเร็วก็จะยิ่งช่วยลดการถูกชะล้างเนื้อวัสดุจากเลือดหรือของเหลวในร่างกาย (body fluid) ที่เกิดขึ้นระหว่างหัตถการ ส่งผลให้วัสดุมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันได้ดียิ่งขึ้นและเกิดช่องว่างน้อยลง ⁽¹¹⁾

การป็นเบื่อนเลือดในสถานการณ์ทางคลินิกสามารถเกิดขึ้นได้ 2 ลักษณะ คือ การป็นเบื่อนเลือดกับวัสดุอุดยอนปลายรากฟันและการป็นเบื่อนเลือดบนผนังคลองรากฟันที่ได้รับการกรอ ยอนปลายราก (retropreparation cavity) ซึ่งในระหว่างการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกถึงแม้จะมีการควบคุมเลือดในบริเวณที่ทำหัตถการด้วยวิธีต่าง ๆ ก็ตาม แต่การห้ามเลือดนั้นไม่สามารถทำได้อย่างสมบูรณ์ในทุกครั้ง ดังนั้นการป็นเบื่อนเลือดหรือของเหลวในร่างกายกับวัสดุอุดยอนปลายรากฟันหรือผนังคลองรากฟันอาจเกิดขึ้นอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ^(5, 12-16) จากการศึกษาข้างต้นจะเห็นว่า หากในระหว่างการรักษามีการป็นเบื่อนเลือดจะส่งผลเสียให้วัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทุกชนิดที่ทำการทดสอบมีการเปลี่ยนแปลงสมบัติในด้านต่าง ๆ ไปในทางลบ แม้แต่

แคลเซียมซิติลเกตซีเมนต์ที่มีการปรับปรุงสมบัติแล้วอย่างเรโพรเอ็มทีเอหรือไบโอเดนตินก็ได้รับผลกระทบเช่นเดียวกัน อีกสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุที่ได้รับผลกระทบคือความสามารถในการผนึก Sasaki และคณะในปี 2013⁽¹⁴⁾ ทำการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการผนึกของโพรุษเอ็มทีเอที่ผสมด้วยส่วนผสมต่างชนิดกัน พบว่าโพรุษเอ็มทีเอที่ผสมด้วยน้ำกลั่นมีระดับการรั่วซึมต่ำสุด ในขณะที่การผสมเอ็มทีเอกับเลือดมีการรั่วซึมมากที่สุด นอกจากนี้ Mathew และคณะในปี 2016⁽¹³⁾ ได้ทำการเปรียบเทียบการรั่วซึมของไบโอเดนตินกับเอ็มทีเอที่อยู่ในสภาวะแห้งและสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดด้วยวิธีการแพร่ผ่านของกลูโคส (glucose filtration) พบว่า ณ วันที่ 1 หลังจากอุดย้อนปลายรากฟัน ไบโอเดนตินที่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีการรั่วซึมมากที่สุด เมื่อเวลาผ่านไป 7 วัน วัสดุทุกกลุ่มมีการรั่วซึมมากขึ้นโดยไบโอเดนตินมีความสามารถในการผนึกไม่แตกต่างกับเอ็มทีเอทั้งในสภาวะแห้งและปนเปื้อนเลือด ดังนั้นในการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกซึ่งมีเลือดออกมากในบริเวณที่ทำหัตถการและมีโอกาสที่วัสดุจะเกิดการปนเปื้อนเลือดได้สูง การใช้ไบโอเดนตินเป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันจึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่ง

แต่อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาความแนบสนิทของขอบวัสดุในเรโพรเอ็มทีเอและไบโอเดนตินที่มีการปนเปื้อนเลือด ซึ่งเป็นเหตุการณ์ที่มีความคล้ายคลึงกับสถานการณ์ทางคลินิก ดังนั้นคณะผู้ทำวิจัยจึงมีความสนใจทำการศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุ (marginal adaptation) ลักษณะพื้นผิว (surface characteristic) และสมบัติชีวเคมี (bioactivity) ของเรโพรเอ็มทีเอและไบโอเดนตินที่มีการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน (retrograde filling models) จึงเป็นที่มาของการศึกษาในครั้งนี้

ความมุ่งหมายของงานวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ได้ตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

1. เพื่อเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุกับเนื้อฟันระหว่างเรโพรเอ็มทีเอและไบโอเดนตินที่มีการปนเปื้อนเลือดกับวัสดุในแบบจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน
2. เพื่อศึกษาลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวเคมีของเรโพรเอ็มทีเอและไบโอเดนตินที่มีการปนเปื้อนเลือดกับวัสดุในแบบจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน

ความสำคัญของการวิจัย

ในการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกอาจเกิดการปนเปื้อนเลือดได้ 2 แบบคือ การปนเปื้อนเลือดบนวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันและการปนเปื้อนเลือดบนผนังคลองรากฟัน ซึ่งเหตุการณ์เหล่านี้

เป็นสิ่งที่หลีกเลี่ยงไม่ได้ จากการศึกษาที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้วัสดุอุดย่นปลายรากฟันมีสมบัติในด้านต่าง ๆ ที่แย่ง โดยเฉพาะวัสดุเคลือบซีลิกเกตซีเมนต์ที่มีระยะเวลาก่อตัวที่ยาวนาน แต่อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ไบโอเดนทินจะมีระยะเวลาในการก่อตัวที่ลดลงก็ยังได้รับผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดเช่นกัน ส่วนเรโพรเอ็มทีเอนเป็นวัสดุชนิดใหม่ที่มีสมบัติเทียบเคียงกับเอ็มทีเอนและไบโอเดนทิน แต่สมบัติที่เหนือกว่าคือมีระยะเวลาในการก่อตัวที่สั้นมาก ประกอบกับยังมีการศึกษาเกี่ยวกับเรโพรเอ็มทีเอนไม่มากนัก ดังนั้นผู้ทำวิจัยจึงมีความสนใจว่าหากใช้เรโพรเอ็มทีเอนในการอุดย่นปลายรากฟันในสถานการณ์จำลองทางคลินิกที่มีการปนเปื้อนเลือด จะมีความเหมาะสมของขอบวัสดุ ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวกลศาสตร์แตกต่างกับไบโอเดนทินหรือไม่ ซึ่งการวิจัยนี้จะนำไปสู่ผลการศึกษาที่สามารถนำไปอ้างอิงและประยุกต์ใช้กับสถานการณ์จริงในทางคลินิกและเพื่อให้เกิดประโยชน์ต่อผู้ป่วยอย่างสูงสุด

ขอบเขตของการวิจัย

การศึกษานี้เป็นวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ ซึ่งทำในฟันมนุษย์ที่ถูกถอน โดยมี การจำลองสถานการณ์การทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกและอุดย่นปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทิน และเรโพรเอ็มทีเอนในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ

- 1.1 ชนิดของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน (ไบโอเดนทินและเรโพรเอ็มทีเอน)
- 1.2 สภาวะการปนเปื้อนเลือดกับวัสดุ (เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดและสัมผัสเลือดหรือไม่มีการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดแต่สัมผัสเลือดเพียงอย่างเดียว)

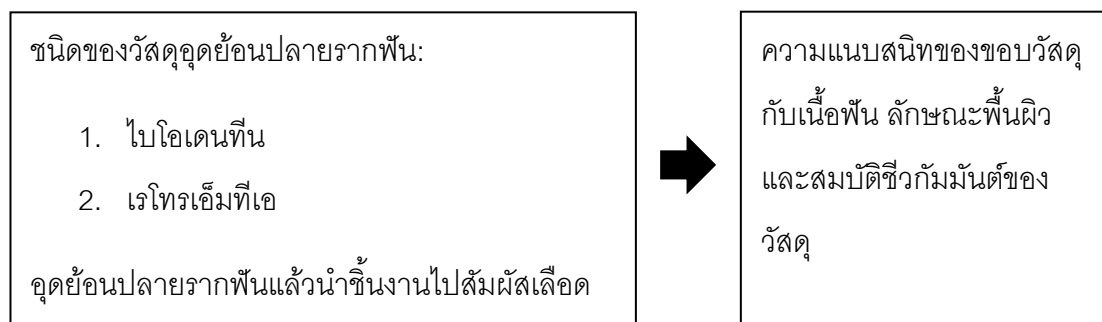
2. ตัวแปรตาม

- 2.1 ความเหมาะสมของขอบวัสดุกับเนื้อฟัน
- 2.2 ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวกลศาสตร์ของวัสดุหลังปนเปื้อนเลือด

3. ตัวแปรควบคุม

- 3.1 ปริมาณเลือดและสารจำลองของเหลวในร่างกายที่ใช้ในการปนเปื้อน

กรอบแนวคิดงานวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย

คำถามการวิจัย

การใช้ไบโอเดนตินและเรโพรเอ็มทีเอเป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีความแนบสนิทของขอบวัสดุ ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวเคมีแตกต่างกันหรือไม่

สมมติฐานการวิจัย

1. **สมมติฐานหลัก (H_0):** ไบโอเดนตินและเรโพรเอ็มทีเอที่ใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด มีความแนบสนิทของขอบวัสดุกับเนื้อฟัน ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวเคมีไม่แตกต่างกัน

2. **สมมติฐานรอง (H_1):** ไบโอเดนตินและเรโพรเอ็มทีเอที่ใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด มีความแนบสนิทของขอบวัสดุกับเนื้อฟัน ลักษณะพื้นผิวและสมบัติชีวเคมีแตกต่างกัน

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) จัดเป็นวัสดุไบโอเซรามิกส์ชนิดหนึ่ง ที่มีไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate; C_3S) และไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate; C_2S) เป็นองค์ประกอบหลัก โดยถูกคิดค้นและพัฒนาขึ้นสำหรับงานเอ็นโดดอนติกส์ที่มหาวิทยาลัยโลมาลินดา (Loma Linda University) โดย Torabinejad และคณะในปี 1993 ในรูปแบบของเอ็มทีเอ (MTA; Mineral trioxide aggregate) เพื่อใช้เป็นวัสดุอุดอุดปลายรากฟัน (root-end filling material) และซ่อมรอยทะลุบริเวณรากฟัน (perforation repair) ⁽¹⁾ และต่อมาจึงมีการนำไปประยุกต์ใช้ในการรักษาทางเอ็นโดดอนติกส์อย่างหลากหลายมากขึ้น เช่น ใช้เป็นวัสดุปิดทับเนื้อเยื่อใน (pulp capping material) ใช้สร้างแนวกั้นบริเวณปลายราก (apical barrier) สำหรับฟันที่ปลายรากเปิดกว้างและใช้สำหรับงานรีजेเนอเรทีฟเอ็นโดดอนติกส์ (regenerative endodontics) เป็นต้น เนื่องจากเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) ⁽⁴⁾ มีฤทธิ์ในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ (antimicrobial activity) ⁽³⁾ มีความสามารถในการผนึก (sealing ability) ที่ดี ⁽¹⁷⁾ มีความแข็งแรงแต่มีการละลายตัว (solubility) ต่ำ ⁽²⁾ สามารถกระตุ้นการสร้างเนื้อเยื่อแข็งได้ ⁽¹⁸⁾ ดังนั้นเอ็มทีเอจึงเป็นวัสดุต้นแบบที่ใช้ในการพัฒนาวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ชนิดอื่น ๆ ในเวลาต่อมา

กระบวนการผลิตแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เกิดจากการเผา (sintering) ทำให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมีขององค์ประกอบหลักในวัสดุ คล้ายคลึงกับกระบวนการผลิตซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ (Portland cement) ซึ่งซีเมนต์ปอร์ตแลนด์จะใช้หินปูน (limestone) และดินเหนียว (clay) เป็นวัตถุดิบหลัก โดยกระบวนการผลิตจะเริ่มจากการนำวัตถุดิบไปบดและทำการเผาด้วยเตาเผาแบบหมุน (rotary kiln) ภายใต้อุณหภูมิสูงประมาณ 1450 องศาเซลเซียส จนเกิดการก่อตัวของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต หลังจากนั้นจึงทำการลดอุณหภูมิลงเหลือ 1100-1200 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดผลึกของแคลเซียมซิลิเกต ในขณะเดียวกันก็เริ่มมีการสร้างผลึกของไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate; C_3A) และเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ (tetracalcium aluminoferrite; C_4AF) สุดท้ายจึงเติมยิปซัม (gypsum) ลงไปเล็กน้อยเพื่อควบคุมการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration reaction) ของไตรแคลเซียมอะลูมิเนตและเพื่อให้ได้ลักษณะของซีเมนต์ที่เหมาะสม ⁽¹⁹⁾ โดยซีเมนต์ปอร์ตแลนด์มีความแตกต่างจากเอ็มทีเอคือ ซีเมนต์ปอร์ตแลนด์มีลักษณะของอนุภาคที่หลากหลาย ในขณะที่เอ็มทีเอมีขนาดอนุภาคที่เล็กกว่าและ

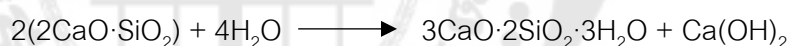
ลักษณะคล้ายคลึงกัน นอกจากนี้แล้วในซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ยังพบโลหะหนักที่มากกว่า เช่น ทองแดง (Cu) แมงกานีส (Mn) และสตรอนเชียม (Sr) เป็นต้น และมีปริมาณของธาตุอะลูมิเนียม (Al) เหล็ก (Fe) และยิปซัมที่มากกว่าเอนท์ไอ จึงส่งผลให้เอนท์ไอมีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อน้อยกว่าซีเมนต์ปอร์ตแลนด์⁽²⁰⁾ แต่อย่างไรก็ตาม การที่เอนท์ไอมีปริมาณของอะลูมิเนียมน้อยและมีแคลเซียมซัลเฟต (calcium sulphate, CaSO_4) หรือยิปซัมเป็นองค์ประกอบ จึงส่งผลให้เอนท์ไอมีระยะเวลาก่อตัว (setting time) ที่ยาวนาน

กลไกการก่อตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เรียกว่าปฏิกิริยาไฮเดรชัน ซึ่งจะเริ่มเกิดขึ้นเมื่อส่วนผงของซีเมนต์สัมผัสกับน้ำ โดยเมื่อน้ำทำปฏิกิริยากับไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตจะก่อให้เกิดแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (calcium silicate hydrate, C-S-H) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide, Ca(OH)_2) เป็นผลผลิต ดังสมการที่ 1 และ 2 ซึ่งแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดจากปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกตจะเกิดช้ากว่าและมีปริมาณที่น้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต⁽²¹⁾

สมการที่ 1 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต



สมการที่ 2 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกต



อย่างไรก็ตาม เนื่องจากเอนท์ไอทำให้ฟันเปลี่ยนสี มีระยะเวลาก่อตัวนานและยากต่อการใช้งานในผู้ที่ไม่มีประสพการณ์ จึงมีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่ ๆ ขึ้นมาโดยการเติมหรือลดสารประกอบบางอย่างในตัววัสดุ แต่ยังคงมีไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate, C_3S) และไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate, C_2S) เป็นส่วนประกอบหลักไว้ดังเดิม ดังที่พบในวัสดุกลุ่มไบโอเดนติน (Biodentine) และเอนท์ไอแองเจิลส์ (MTA Angelus) เป็นต้น นอกจากนี้แล้วยังมีการพัฒนาวัสดุแคลเซียมซิลิเกตชนิดใหม่ที่มีองค์ประกอบหลักแตกต่างไปจากเอนท์ไอแบบดั้งเดิม แต่สามารถลดข้อด้อยเรื่องการเปลี่ยนสีของฟันและระยะเวลาก่อตัวที่นานได้อย่างดีเยี่ยม เช่น เรโทรเอนท์ไอ เป็นต้น

การพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

เอนท์ไอในรุ่นแรกถูกผลิตออกมาในรูปแบบสีเทา (Grey MTA) จึงทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้ค่อนข้างมาก ต่อมามีการพัฒนาเอนท์ไอสีขาวยาว (White MTA) ขึ้นมาเพื่อลดข้อด้อยดังกล่าว แต่มีการศึกษาพบว่าเอนท์ไอสีขาวยังสามารถทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้เช่นเดียวกัน เนื่องจากเอนท์ไอทั้งสองรุ่นใช้บิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide) เป็นสารทึบรังสีเหมือนกัน⁽²²⁾ ข้อด้อยอีกประการหนึ่งของ

เอ็มทีเอคือมีระยะเวลาก่อตัวที่นานถึง 4 ชั่วโมง ทำให้ในบางเหตุการณ์ เช่น การทำศัลยกรรมเอ็นโดคอนติกหรือการซ่อมรอยทะลุ การก่อตัวของเอ็มทีเออาจถูกรบกวนจากเลือดหรือสารเหลวในร่างกายได้^(23, 24) ปัจจุบันจึงมีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่ ๆ ขึ้นมาเพื่อพยายามลดข้อด้อยเหล่านี้ของเอ็มทีเอและเพื่อให้มีการใช้งานได้สะดวกมากยิ่งขึ้น

1. ไบโอเดนทีน (Biodentine®)

ไบโอเดนทีน (Septodont, Saint-Maur-des-fosses Cedex, France) มีส่วนผสมอยู่ในรูปแบบแคปซูล ประกอบไปด้วยไตรแคลเซียมซิลิเกต ไดแคลเซียมซิลิเกต แคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) แคลเซียมออกไซด์ (calcium oxide) ไอร์รอนออกไซด์ (iron oxide) โดยใช้เซอร์โคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) เป็นสารทึบรังสี ส่วนเหลวจะประกอบไปด้วยแคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride, CaCl_2) ซึ่งเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาการก่อตัว น้ำและโพลีเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้ (hydrosoluble polymer) ซึ่งเป็นตัวที่ทำให้อนุภาคของส่วนผสมสามารถกระจายตัวได้ดีขณะผสมและลดปริมาณของน้ำที่ใช้ในการทำปฏิกิริยา (ตาราง 1)⁽²⁵⁾ โดยไบโอเดนทีนสามารถนำมาใช้งานเอ็นโดคอนติกส์ได้ค่อนข้างหลากหลายเช่นเดียวกับเอ็มทีเอ

ตาราง 1 ส่วนประกอบของไบโอเดนทีน

Compositions		function
Powder	Tricalcium silicate ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$)	main core material
	Dicalcium silicate ($2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$)	second core material
	Calcium carbonate (CaCO_3)	filler
	Calcium oxide (CaO)	filler
	Iron oxide (FeO_2)	shade
	Zirconium oxide (ZrO_2)	radiopacifier
Liquid	Calcium chloride (CaCl_2)	accelerator
	Hydrosoluble polymer	water reducing agent
	Water	

ไบโอเดนทีนมีสมบัติเข้ากันได้กับเซลล์และเนื้อเยื่อในร่างกายเนื่องจากมีองค์ประกอบคล้ายคลึงกับเอ็มทีเอ ซึ่งแคลเซียมซิลิเกตเป็นสารที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพจึงทำ

ให้ไบโอเดนทินมีความเป็นพิษต่ำ Zhou และคณะในปี 2013⁽²⁶⁾ ทำการเปรียบเทียบความเป็นพิษของไบโอเดนทินต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของเหงือกมนุษย์ (human gingival fibroblasts) กับเอมทิเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer cement) พบว่าไบโอเดนทินและเอมทิเอมีความเป็นพิษต่ำ สามารถคงความมีชีวิตของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ได้สูงกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างไบโอเดนทินและเอมทิเอ สอดคล้องกับการศึกษาของ Pérard และคณะในปี 2013⁽²⁷⁾ ที่พบว่าไบโอเดนทินและเอมทิเอมีความเป็นพิษต่อเซลล์ต่ำและสามารถกระตุ้นให้มีการแบ่งตัวของเซลล์เนื้อเยื่อในได้ไม่แตกต่างกัน

หลังจากผสมส่วนผงกับส่วนน้ำเข้าด้วยกัน เมื่อเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันจะมีการสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจล (calcium silicate hydrated gel) แล้วก่อตัวเป็นโครงร่างแข็งและมีการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ไอออน (calcium hydroxide ion) ออกมา ส่งผลให้ค่าความเป็นกรด-ด่างเพิ่มสูงขึ้น ซึ่ง Yousef และคณะในปี 2015⁽²⁸⁾ พบว่าในช่วงแรกไบโอเดนทินและไฟรรูทเอมทิเอสีขาวยังมีความเป็นกรด-ด่างที่ไม่แตกต่างกัน (11.829 และ 11.525 ตามลำดับ) แต่เมื่อเวลาผ่านไป 28 วัน ไบโอเดนทินมีค่าความเป็นกรด-ด่างค่อนข้างคงที่ (11.16) ในขณะที่ไฟรรูทเอมทิเอสีขาวยังมีความเป็นกรด-ด่างที่ลดลง (9.715) ด้วยสมบัติที่มีค่าความเป็นกรด-ด่างที่สูงของไบโอเดนทิน ทำให้สามารถต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ได้ โดย Hiremath และคณะในปี 2015⁽²⁹⁾ พบว่าไบโอเดนทินมีประสิทธิภาพในการต่อต้านเชื้อเอนเทอโรคอคคัสฟีคาลิส (*Enterococcus faecalis*; *E. faecalis*) ได้ดีกว่าเอมทิเอพลัส (MTA Plus) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ในส่วนเหลวของไบโอเดนทินจะมีการเติมสารเร่งปฏิกิริยา คือ แคลเซียมคลอไรด์ ทำให้ไบโอเดนทินก่อตัวเร็วขึ้น โดย Jang และคณะในปี 2014⁽¹⁰⁾ พบว่าไบโอเดนทินมีระยะเวลาในการก่อตัวสั้นที่สุดคือ 15 ± 1 นาที รองลงมาคือเอมทิเอ 275 ± 15 นาที ในขณะที่ไบโอแอกริเททมีระยะเวลาก่อตัวนานที่สุดคือ 385 ± 20 นาที ซึ่งระยะเวลาในการก่อตัวที่สั้นจะช่วยลดการสูญเสียเนื้อของวัสดุบางส่วนจากการถูกชะล้างจากสารเหลวในร่างกายได้ นอกจากนี้แล้ว ไบโอเดนทินยังเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงเหนือกว่าเอมทิเอ โดย Ashofteh Yazdi และคณะในปี 2017⁽⁷⁾ ได้ทำการเปรียบเทียบความทนแรงกด (push-out bond strength) ของไฟรรูทเอมทิเอสีขาว ไบโอเดนทิน แคลเซียมเอนริช มิกซ์เจอร์ (calcium-enriched mixture; CEM) และเอ็นโดซีควินซ์อาร์อาร์เอ็ม (Endosequence RRM) พบว่าไบโอเดนทินมีความทนแรงกดสูงกว่าวัสดุกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญในทุกช่วงเวลาของการศึกษา ซึ่งไฟรรูทเอมทิเอสีขาวและแคลเซียมเอนริช มิกซ์เจอร์มีความทนแรงกดต่ำที่สุดในทุกช่วงเวลา Alzraikat และคณะในปี 2016⁽³⁰⁾ พบว่าไบโอเดนทินมีความทนแรงอัด (compressive strength) สูงกว่าไฟรรูทเอมทิเอหลังจากวัสดุถูกจุ่มในน้ำกลั่น 1

วัน (95.1 ± 10.6 และ 40.9 ± 10.2 เมกะปาสกาล ตามลำดับ) ในขณะที่ ณ วันที่ 21 วัสดุทั้งสองชนิดมีความทนแรงอัดไม่แตกต่างกัน (56.1 ± 20.4 และ 49.8 ± 13.2 เมกะปาสกาล ตามลำดับ)

ความสามารถในการผนึก (sealing ability) เป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญอย่างมากต่องานเอ็นโดดอนติกส์ ซึ่งหากวัสดุสามารถผนึกคลองรากฟันได้อย่างแนบสนิทจะช่วยป้องกันการแทรกซึมของเชื้อจุลินทรีย์เข้ามาในคลองรากฟันหรือเป็นการฝังกลับเชื้อจุลินทรีย์ในคลองรากฟันไม่ให้ออกไปรบกวนเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน Ajas และคณะในปี 2018⁽³¹⁾ ทำการเปรียบเทียบความสามารถในการผนึกของไบโอเดนตินและเอ็มทีเอแองเจิลส์ พบว่าไบโอเดนตินมีการรั่วซึมของสีเมทิลีนบลูความเข้มข้นร้อยละ 2 (2% methylene blue) น้อยกว่าเอ็มทีเอแองเจิลส์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อใช้วัสดุทั้งสองชนิดซ่อมรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟัน แต่มีบางการศึกษาที่พบว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการผนึกที่เหนือกว่าไบโอเดนติน^(32, 33) อย่างไรก็ตามจากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบของ Solanki และคณะในปี 2018⁽³⁴⁾ ที่รวบรวมการศึกษาที่เปรียบเทียบความสามารถในการผนึกระหว่างเอ็มทีเอและไบโอเดนตินที่ใช้เป็นวัสดุอุดอุดปลายรากฟัน พบว่ามี 8 การศึกษาที่เกี่ยวข้อง โดยหนึ่งการศึกษารายงานผลว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการผนึกดีกว่า อีกหนึ่งการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งสองชนิดมีความสามารถในการผนึกไม่แตกต่างกัน ในขณะที่อีก 6 การศึกษาที่เหลือรายงานผลไปในทางเดียวกันว่าไบโอเดนตินมีความสามารถในการผนึกที่เหนือกว่าเอ็มทีเอ

2. เรโทรเอ็มทีเอ (Retro MTA®)

เรโทรเอ็มทีเอ (BioMTA, Seoul, Korea) เป็นวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดหนึ่งที่ได้รับการพัฒนาสมบัติและถูกนำออกมาวางจำหน่ายได้ไม่นาน ซึ่งเรโทรเอ็มทีเอมีความแตกต่างจากโพรพุทเอ็มทีเอตรงที่ส่วนผงจะไม่ใช้ซีเมนต์ปอร์ตแลนด์เป็นวัตถุดิบ แต่จะประกอบไปด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) ซิลิกอนไดออกไซด์ (silicon dioxide) อะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide) โดยใช้สารประกอบเชิงซ้อนแคลเซียมเซอร์โคเนีย (calcium zirconia complex) เป็นสารที่บ่งสี ส่วนเหลวจะใช้น้ำเป็นตัวผสม (ตาราง 2)^(35, 36) สามารถใช้งานได้อย่างหลากหลายเช่นเดียวกับเอ็มทีเอและไบโอเดนติน แต่มีจุดเด่นคือมีเวลาก่อตัวที่สั้นมากและไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน อย่างไรก็ตามเนื่องจากเป็นวัสดุที่ถูกพัฒนาขึ้นใหม่จึงยังมีการศึกษาเกี่ยวกับสมบัติในด้านต่าง ๆ ไม่มากนัก

ตาราง 2 ส่วนประกอบของเรโพรเอ็มทีเอ

Compositions		Content (wt%)
Powder	Calcium carbonate (CaCO_3)	60-80
	Silicon dioxide (SiO_2)	5-15
	Aluminum oxide (Al_2O_3)	5-10
	Calcium zirconia complex	20-30
Liquid	Water	

เรโพรเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่ได้จากกระบวนการสังเคราะห์จนได้ส่วนประกอบที่มีความบริสุทธิ์ ไม่พบธาตุโลหะหนัก เช่น สารหนู (As) ตะกั่ว (Pb) และ โครเมียม (Cr) ที่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อในร่างกาย แต่จะสามารถพบธาตุโลหะหนักดังกล่าวได้ในโพรฐเอ็มทีเอเนื่องจากองค์ประกอบของเอ็มทีเอได้จากกระบวนการเผา จึงอาจมีโลหะหนักปนเปื้อนมาได้ ดังนั้นเรโพรเอ็มทีเอจึงมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและไม่เป็นพิษต่อเซลล์ Chung และคณะในปี 2016⁽³⁷⁾ ได้ทำการศึกษามูลของแคลเซียมซilikเกตซีเมนต์ที่มีระยะเวลาก่อตัวเร็ว 2 ชนิด ได้แก่ เรโพรเอ็มทีเอและเอ็นโดเซมเซอร์โคเนีย (ENDOCER Zr) ต่อความมีชีวิตของเซลล์เนื้อเยื่อในของมนุษย์เปรียบเทียบกับโพรฐเอ็มทีเอ พบว่าเรโพรเอ็มทีเอมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพไม่แตกต่างกับโพรฐเอ็มทีเอ ในขณะที่เอ็นโดเซมเซอร์โคเนียมีปริมาณเซลล์เนื้อเยื่อในตายเล็กน้อย นอกจากนี้เรโพรเอ็มทีเอยังสามารถกระตุ้นให้เซลล์เนื้อเยื่อในหลังวาสคิวลาร์เอ็นโดทีเลียลโกรทแฟกเตอร์ (vascular endothelial growth factor; VEGF) และไฟโบรบลาสต์โกรทแฟกเตอร์ (fibroblast growth factor; FGF) ได้ไม่แตกต่างจากโพรฐเอ็มทีเอ สอดคล้องกับการศึกษาของ Pornamazeh และคณะในปี 2017⁽³⁸⁾ ทำการศึกษาความเป็นพิษของเรโพรเอ็มทีเอ แคลเซียมเอ็นริชเมกซ์เจอร์และเอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของหนู พบว่าเรโพรเอ็มทีเอมีปริมาณเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีชีวิตสูงกว่าแคลเซียมเอ็นริชเมกซ์เจอร์และเอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ในทุกช่วงเวลาที่ทำการศึกษา (1, 24 และ 72 ชั่วโมง)

เมื่อผสมส่วนผงและส่วนเหลวเข้าด้วยกัน เรโพรเอ็มทีเอจะมีค่าความเป็นกรด-ด่างที่เพิ่มขึ้น จากปฏิกิริยาไฮเดรชันที่ได้แคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นผลผลิต Souza และคณะในปี 2015

⁽³⁶⁾ ทำการศึกษาค่าความเป็นกรด-ด่างของเรโพรเอ็มทีเอเปรียบเทียบกับโพรฐเอ็มทีเอพบว่า วัสดุ

ทั้งสองชนิดมีค่าความเป็นกรด-ด่างไม่แตกต่างกันในทุกช่วงเวลาของการศึกษา เรโพรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างอยู่ในช่วง 9.93-7.9 ส่วนโพรฟุทเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างอยู่ในช่วง 9.93-8 ซึ่งการที่เรโพรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างสูงจึงทำให้มีสมบัติในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ได้ Khedmat และคณะในปี 2018 ⁽³⁹⁾ ได้ทำการประเมินความสามารถในการต่อต้านเชื้อฟิวโซแบคทีเรีย นิวคลีเอตัม (*Fusobacterium nucleatum*) พอร์ไฟโรโมนาส จิงจีวาลิส (*Porphyromonas gingivalis*) และ พรีโวเทลลา อินเตอร์มีเดีย (*Prevotella intermedia*) ของเรโพรเอ็มทีเอ โพรฟุทเอ็มทีเอและออโทเอ็มทีเอ (ortho MTA: BioMTA, Seoul, Republic of Korea) พบว่าเรโพรเอ็มทีเอสามารถต่อต้านเชื้อฟิวโซแบคทีเรีย นิวคลีเอตัมและพอร์ไฟโรโมนาส จิงจีวาลิส ได้ไม่แตกต่างกับโพรฟุทเอ็มทีเอ ในขณะที่ออโทเอ็มทีเอสามารถต่อต้านเชื้อพรีโวเทลลา อินเตอร์มีเดีย ได้ดีกว่าวัสดุชนิดอื่น

เรโพรเอ็มทีเอมีองค์ประกอบหลักคือแคลเซียมคาร์บอเนตที่มีอนุภาคขนาดเล็ก ทำให้ส่วนผงเข้าทำปฏิกิริยากับส่วนน้ำได้ง่ายขึ้น ประกอบกับแคลเซียมคาร์บอเนตเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ส่งผลให้วัสดุก่อตัวได้เร็ว เรโพรเอ็มทีเอจึงมีจุดเด่นคือมีเวลาในการก่อตัวสั้นเพียง 180 วินาที เท่านั้น Pornamazeh และคณะในปี 2017 ⁽³⁸⁾ พบว่าเรโพรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวสั้นกว่าแคลเซียมไฮดรอกซีอะปไทต์และเอ็มทีเอแองเจิลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3.24 นาทีและมีระยะเวลาก่อตัวสมบูรณ์ 12.66 นาที ในขณะที่แคลเซียมไฮดรอกซีอะปไทต์ (14.66 และ 78.66 นาที) และเอ็มทีเอแองเจิล (17.33 และ 83.66 นาที) มีระยะเวลาก่อตัวไม่แตกต่างกัน ดังนั้นหากหัตถการที่ต้องการวัสดุที่มีการก่อตัวเร็ว อย่างเช่นการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก เรโพรเอ็มทีเออาจเป็นวัสดุทางเลือกที่ดีอีกชนิดหนึ่ง นอกจากนี้แล้วเรโพรเอ็มทีเอยังมีความแข็งแรงเช่นเดียวกับโพรฟุทเอ็มทีเอ ซึ่ง Ustun และคณะในปี 2015 ⁽⁴⁰⁾ พบว่า โพรฟุทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดสูงกว่าไบโอเดนทีนและซูพราเอ็มทีเอ (Supra MTA) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งในสถานะที่มีและไม่มีกรุปนเป็อนเลียด

Ghorbanzadeh และคณะในปี 2014 ⁽⁴¹⁾ ทำการเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุ (marginal adaptation) ของโพรฟุทเอ็มทีเอ เรโพรเอ็มทีเอและออโทเอ็มทีเอ ที่ใช้ในการอุดย่อนปลายรากฟันแล้วแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์เซไลน์ (phosphate buffer saline, PBS) เป็นระยะเวลา 1 สัปดาห์และ 2 เดือน เมื่อประเมินภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscopy; SEM) พบว่าเรโพรเอ็มทีเอและออโทเอ็มทีเอมีความแนบสนิทของขอบทั้งในแนวตัดขวาง (transverse sections) และแนวแกน (longitudinal sections) ไม่แตกต่างกับโพรฟุทเอ็มทีเอ

การปนเปื้อนเลือดที่เกิดขึ้นในสถานการณ์ทางคลินิก

นอกจากการปนเปื้อนเลือดกับวัสดุที่อาจเกิดขึ้นได้ในหัตถการการรักษาความมีชีวิตของเนื้อเยื่อใน การซ่อมรอยทะลุบริเวณรากฟันและงานรีเจเนอเรทีฟเอ็นโดดอนติกส์แล้ว หากกล่าวในกรณีการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก การปนเปื้อนเลือดในสถานการณ์ทางคลินิกสามารถเกิดขึ้นได้ 2 ลักษณะ คือการปนเปื้อนเลือดกับวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันและการปนเปื้อนเลือดบนผนังคลองรากฟันที่ได้รับการกรอย้อนปลายรากฟันแล้ว ซึ่งในระหว่างการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกต้องมีขั้นตอนการควบคุมเลือดในบริเวณที่ทำหัตถการด้วยวิธีต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นการใช้ก้อนสำลีชุบสารบัพหลอดเลือด การใช้สารเคมี เช่น แคลเซียมซัลเฟต (calcium sulfate) หรืออลูมิเนียมคลอไรด์ (aluminium chloride) เป็นต้น หรือแม้กระทั่งการใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้า (electrosurgical unit) แต่อย่างไรก็ตาม การห้ามเลือดนั้นอาจไม่สามารถทำได้อย่างสมบูรณ์ในทุกครั้ง Torabinejad และคณะในปี 1994 ⁽¹²⁾ ได้ทำการเปรียบเทียบความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟัน 4 ชนิด โดยทำการจำลองการปนเปื้อนเลือดด้วยการเคลือบเลือดไปบนผนังคลองรากฟันก่อนอุดย้อนปลายรากฟัน ซึ่งผู้ทำวิจัยได้ให้เหตุผลว่าการปนเปื้อนเลือดในลักษณะดังกล่าวสามารถเกิดขึ้นได้ในระหว่างทำหัตถการ การห้ามเลือดด้วยวิธีต่าง ๆ อาจไม่สามารถทำให้บริเวณปลายรากฟันแห้งได้เสมอไป และการใช้แท่งกระดาษซับในการซับเลือดหรือของเหลวที่ตกค้างในคลองรากฟันก่อนอุดย้อนปลายรากฟันก็ไม่สามารถบ่งบอกได้ว่ามีประสิทธิภาพมากนักน้อยเพียงใด เช่นเดียวกับการศึกษาของ Mathew และคณะในปี 2016 ⁽¹³⁾ ที่ทำการศึกษารั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) ของเอ็มทีเอและไบโอเดนติน โดยทำการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดก่อนอุดย้อนปลายรากฟัน ซึ่งผู้ทำวิจัยให้เหตุผลว่าการปนเปื้อนเลือดหรือของเหลวในร่างกายกับวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันในระหว่างการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกเป็นสิ่งที่อาจเกิดขึ้นอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ซึ่งเหตุการณ์ดังกล่าวอาจส่งผลกระทบต่อความสามารถในการผนึกของวัสดุ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Sasaki และคณะในปี 2013 ⁽¹⁴⁾ ที่ทำการศึกษาศักยภาพในการผนึกและความแข็งระดับจุลภาค (microhardness) ของเอ็มทีเอที่ผสมด้วยส่วนเหลวชนิดต่าง ๆ ซึ่งในการศึกษานี้ใช้เอ็มทีเอผสมกับเลือดเพื่อจำลองการปนเปื้อนเลือดเข้าไปในเนื้อวัสดุระหว่างการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก ผสมเอ็มทีเอกับสารบัพหลอดเลือดเพื่อจำลองการปนเปื้อนวัสดุกับสารห้ามเลือด ผสมเอ็มทีเอกับน้ำยาอีดีทีเอเพื่อจำลองการปนเปื้อนวัสดุกับน้ำยาอีดีทีเอที่ตกค้างหลังการล้างกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer) Nekoofar และคณะในปี 2010 ⁽¹⁶⁾ กล่าวว่าในสถานการณ์จริงทางคลินิก การใช้เอ็มทีเออาจมีเลือดปนเปื้อนไปบนพื้นผิวหรือมีการผสมกับเลือดหรือของเหลวในร่างกายกับเนื้อวัสดุได้โดยไม่ตั้งใจ Nekoofar และคณะในปี 2011 ⁽¹⁵⁾ ทำการศึกษาโครงสร้าง

ระดับจุลภาคและวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีของเอนท์ที่เอที่มีการปนเปื้อนเลือด โดยในการศึกษา นี้ผู้วิจัยกล่าวว่า การนำเอนท์ที่ผสมกับเลือดบางส่วน (partial mixed with blood) เป็นการจำลอง สถานการณ์ทางคลินิก เช่น การปิดทับเนื้อเยื่อโดยตรง (direct pulp capping) หรือการซ่อม รอยทะลุบริเวณรากฟัน ซึ่งเอนท์ที่มักจะมีเลือดผสมปนไปในเนื้อวัสดุระหว่างและหลังหัตถการอยู่ บ่อยครั้ง ส่วนการผสมเลือดเข้าไปกับเนื้อวัสดุโดยตรงจะเป็นการจำลองสถานการณ์เมื่อวัสดุมีการ ปนเปื้อนเลือดอย่างรุนแรง (severe blood contamination) เนื่องจากภาวะการอักเสบอย่าง ฉับพลัน (acute inflammation) ของเนื้อเยื่อ ซึ่งเหตุการณ์ดังกล่าวมาจากประสบการณ์ตรงที่ผู้วิจัย พบในคลินิก ดังนั้นจากการศึกษาเหล่านี้แสดงให้เห็นว่าการปนเปื้อนเลือดหรือของเหลวในร่างกาย กับวัสดุอุดย่นปลายรากฟันหรือผนังคลองรากฟันอาจเกิดขึ้นในระหว่างหัตถการอย่างหลีกเลี่ยง ไม่ได้

ผลของการปนเปื้อนเลือดกับแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ระหว่างการรักษา

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีความเหมาะสมกับ เนื้อฟันได้ดีในสภาวะที่ขึ้นน้อย แต่การทำคัลยกรรมเอ็นโดอนติกซึ่งเป็นหัตถการที่มีเลือดออก มากจากการเปิดแผ่นเหงือก กรอกำจัดกระดูกบริเวณปลายรากฟัน ทำให้ในระหว่างการรักษาจึ่ อาจมีการปนเปื้อนเลือดของผู้ป่วยกับวัสดุที่ใช้ในการรักษาหรือผนังคลองรากฟันอย่างหลีกเลี่ยง ไม่ได้ ซึ่งหากวัสดุมีการสัมผัสกับเลือดในขณะที่ยังก่อกำตัวไม่สมบูรณ์ อาจส่งผลให้วัสดุมีสมบัติที่ เปลี่ยนแปลงไป ดังนี้

1. ผลกระทบต่อความทนแรงอัดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Nekoofar และคณะในปี 2010⁽⁵⁾ ได้ทำการศึกษาความทนแรงอัดและลักษณะ โครงสร้างพื้นผิวระดับจุลภาคของโพรูทเอนท์เอซีขาวและสีเทาในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด พบว่าวัสดุกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดต่ำกว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการ ปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยทั้งเอนท์เอซีขาวและสีเทาจะมีค่าเฉลี่ยความทน แรงอัดต่ำที่สุดในกลุ่มที่ผสมวัสดุด้วยเลือดและมีการปนเปื้อนเลือด (1.21 ± 0.31 และ 1.66 ± 0.25 เมกะปาสกาล ตามลำดับ) สอดคล้องกับการศึกษาของ Oloomi และคณะในปี 2013⁽⁴²⁾ ที่ ทำการศึกษาความทนแรงอัดของรูทเอนท์เอ (Root MTA; RMTA) ที่ผสมสารเร่งปฏิกิริยา 2 ชนิด ได้แก่ แคลเซียมคลอไรด์และไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟต (disodium hydrogen phosphate; Na_2HPO_4) หลังจากอุดวัสดุเป็นเวลา 3 ชั่วโมง 24 ชั่วโมงและ 1 สัปดาห์ พบว่ากลุ่มที่มีการ ปนเปื้อนเลือดจะมีความทนแรงอัดน้อยกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญในทุก

ช่วงเวลา ดังนั้นจากการศึกษานี้จะเห็นว่าหากการทำงานในคลินิกที่มีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้ความทนแรงอัดของวัสดุลดลง

2. ผลกระทบต่อความทนแรงกดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Marquezan และคณะในปี 2018 ⁽⁴³⁾ ทำการเปรียบเทียบค่าความทนแรงกดของไบโอเดนตินและเอ็มทีเอแองเจิลส์ พบว่าเมื่อเวลาผ่านไปกลุ่มเอ็มทีเอแองเจิลส์ที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดที่มากขึ้น ในขณะที่กลุ่มปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดลดลง ส่วนกลุ่มไบโอเดนตินกลับพบว่าไม่ได้รับผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือด ซึ่งไบโอเดนตินมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดที่มากกว่าเอ็มทีเอแองเจิลส์ในทุกช่วงเวลาทั้งในสถานะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด สอดคล้องกับการศึกษาของ Ashofteh Yazdi และคณะในปี 2017 ⁽⁷⁾ ที่พบว่าในสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือด ไบโอเดนตินมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดที่สูงกว่าไฟรฟุเอ็มทีเอสีขาว แคลเซียมเอนริชมิคซ์เจอร์และเอ็นโดซีเควนซ์อาร์อาร์เอ็มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ไฟรฟุเอ็มทีเอสีขาวและแคลเซียมเอนริชมิคซ์เจอร์มีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดต่ำที่สุด เช่นเดียวกับการศึกษาของ Akcay และคณะในปี 2016 ⁽⁶⁾ ที่พบว่า การปนเปื้อนเลือดทำให้วัสดุอุดอ่อนปลาย รากฟันมีความทนแรงกดลดลง โดยไบโอเดนตินจะมีค่าเฉลี่ยความทนแรงกดมากกว่าเอ็มทีเอ ดังนั้นในการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกซึ่งเป็นหัตถการที่มีเลือดออกมาก การใช้ไบโอเดนตินเป็นวัสดุอุดอ่อนปลายรากอาจเป็นอีกทางเลือกหนึ่ง

Vanderweele และคณะในปี 2006 ⁽⁴⁴⁾ ทำการศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานต่อการหลุด (resistance to displacement) ของไฟรฟุเอ็มทีเอสีขาวที่ผสมด้วย ส่วนเหลวชนิดต่าง ๆ ได้แก่ น้ำปอดเชื้อ ยาชาลิโดเคนความเข้มข้นร้อยละ 2 (2% lidocaine HCl with 1:100,000 epinephrine) และน้ำเกลือ ในแบบจำลองรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟัน พบว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยความต้านทานต่อการหลุดมากกว่ากลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยการผสมวัสดุด้วยส่วนเหลวต่างชนิดกันไม่มีผลต่อความต้านทานต่อการหลุดในทุกช่วงเวลา

3. ผลกระทบต่อความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์เป็นสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุ เพราะหากวัสดุมีฤทธิ์ในการกำจัดเชื้อ จะช่วยส่งเสริมให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อรอบปลายราก ดังนั้นหากสมบัตินี้ถูกรบกวนอาจส่งผลต่ออัตราความสำเร็จในการรักษาได้ Farrugia และคณะในปี 2017 ⁽⁹⁾ ที่ทำการเปรียบเทียบความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ของเอ็มทีเอที่ผสมด้วยเลือดหรือน้ำหรือเฮปาริน (Heparin) ที่ระยะเวลา 1 วันและ 7 วัน พบว่าเอ็มทีเอที่มีการปนเปื้อนเลือดจะ

มีความสามารถในการกำจัดเชื้อเอนเทอโรคอคคัส ฟีคาลิส ลดลงซึ่งจะเห็นได้อย่างชัดเจนในวันที่ 7 เนื่องจากพบปริมาณเชื้อเอนเทอโรคอคคัส ฟีคาลิสที่มีชีวิตมากกว่าเอ็มทีที่ผสมด้วยน้ำกลั่นอย่างมีนัยสำคัญ

4. ผลกระทบต่อความสามารถในการฝึกของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์

Sasaki และคณะในปี 2013⁽¹⁴⁾ ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการฝึกของโพรทูเอ็มทีเอทีที่ผสมด้วยส่วนผสมที่แตกต่างกัน ได้แก่ น้ำกลั่น น้ำเกลือ ยาบีบหลอดเลือด (adrenaline) อีดีทีเอและเลือด พบว่าโพรทูเอ็มทีเอทีที่ผสมด้วยน้ำกลั่นมีระดับการรั่วซึมที่น้อยที่สุด (1.11 ± 0.58 มิลลิเมตร) ในขณะที่อีดีทีเอและเลือดทำให้เอ็มทีเอทีมีการรั่วซึมมากที่สุด (2.12 ± 0.67 และ 2.13 ± 0.40 มิลลิเมตรตามลำดับ) Mathew และคณะในปี 2016⁽¹³⁾ ได้ทำการเปรียบเทียบการรั่วซึมของไบโอเดนทินกับเอ็มทีเอทีที่อยู่ในสภาวะแห้งและสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดด้วยวิธีการแพร่ผ่านของกลูโคส (glucose filtration) พบว่าไบโอเดนทินมีความสามารถในการฝึกไม่แตกต่างกับเอ็มทีเอทีทั้งในสภาวะแห้งและปนเปื้อนเลือด

การศึกษาแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์กับสารเหลวชนิดอื่น ๆ

นอกจากการศึกษาเกี่ยวกับผลของเลือดต่อสมบัติในด้านต่าง ๆ ของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์แล้ว ยังมีบางการศึกษาที่ศึกษาการเปลี่ยนแปลงสมบัติของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์เมื่อสัมผัสกับสารเหลวชนิดอื่น เช่น ซีรัมของตัวอ่อนลูกวัว (Fetal Bovine Serum; FBS) หรือสารจำลองของเหลวในเนื้อเยื่อ (Synthetic Tissue Fluid; STF) เป็นต้น เนื่องจากการใช้สารเหล่านี้เป็นการจำลองสภาวะในร่างกายที่สามารถพบได้ในระหว่างการรักษา Kim และคณะในปี 2012⁽²³⁾ ได้ทำการศึกษาผลของซีรัมของตัวอ่อนลูกวัวต่อการก่อตัวของโพรทูเอ็มทีเอทีและเอ็มทีเอทีเองเจลส์ที่ผสมด้วยส่วนผสมที่แตกต่าง พบว่าวัสดุกลุ่มที่ผสมด้วยน้ำกลั่นและเผยผึ่ง (expose) ต่อซีรัมไม่เกิดการก่อตัวของวัสดุถึงแม้เวลาจะผ่านไป 4 วัน ส่วนกลุ่มที่ผสมด้วยแคลเซียมคลอไรด์เพื่อให้วัสดุก่อตัวเร็วขึ้นจะไม่พบปัญหานี้ แต่อย่างไรก็ตามหากวัสดุเผยผึ่งต่อซีรัมในระยะเวลาดังกล่าว (5 นาที) ก็ไม่ส่งผลต่อการก่อตัวและความแข็งแรงของวัสดุ

Salem Milani และคณะในปี 2013⁽⁴⁵⁾ ทำการศึกษาความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะโครงสร้างระดับจุลภาคของพื้นผิว (surface microstructure) ของเอ็มทีเอที พบว่ากลุ่มที่นำวัสดุแช่ในสารจำลองของเหลวในเนื้อเยื่อจะเกิดช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน แต่อย่างไรก็ตามกลุ่มที่แช่วัสดุในเลือดสามารถทำให้เกิดช่องว่างได้มากกว่าอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อดูโครงสร้างระดับจุลภาพของพื้นผิววัสดุพบว่า กลุ่มที่แช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกายมีลักษณะผลึกที่หลากหลายรูปแบบ ทั้งผลึกทรงหกเหลี่ยมที่มีขอบเขตชัดเจน ผลึกอสัณฐาน (amorphous

crystals) และผลึกรูปร่างคล้ายเข็มขนาดเล็กที่กระจายอยู่ระหว่างผลึกทรงหกเหลี่ยมและผลึกอัญฐาน ส่วนกลุ่มที่แช่ในเลือดจะพบผลึกลักษณะกลม ไม่มีเหลี่ยมมุมและไม่พบผลึกรูปร่างคล้ายเข็มขนาดเล็ก สอดคล้องกับการศึกษาของ Tingey และคณะในปี 2008 ⁽²⁴⁾ ที่พบว่าเอมที่เอที่สัมผัสกับซีรัมของตัวอ่อนลูกวัวจะมีลักษณะพื้นผิวเรียบเป็นเนื้อเดียวกัน ซึ่งประกอบไปด้วยผลึกก่อนกลมขนาดเล็ก โดยจะไม่พบผลึกรูปหกเหลี่ยมดังที่พบในกลุ่มที่ผสมด้วยน้ำ นอกจากนี้แล้วเมื่อวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีด้วยเอกซเรย์สเปกโตรสโคปีแบบกระจายพลังงาน (energy dispersive x-ray spectroscopy; EDX) และเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนซ์ (x-ray fluorescence; XRF) พบว่าการกระจายตัวขององค์ประกอบทางเคมีบนพื้นผิววัสดุกลุ่มที่แช่ในน้ำและซีรัมมีความแตกต่างกัน โดยในผลึกรูปหกเหลี่ยมจะประกอบไปด้วยธาตุแคลเซียม ซึ่งจะไม่พบในกลุ่มที่แช่ในซีรัม

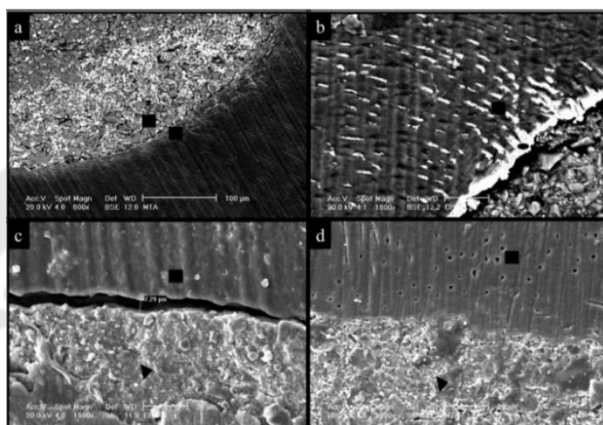
นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Nekoofar และคณะในปี 2010 ⁽¹⁶⁾ ที่พบว่าวัสดุที่ผสมด้วยเลือดและเผยผิวดังเลือดจะมีความแข็งระดับจุลภาค (microhardness) ต่ำที่สุด ส่วนเอมที่เอที่ผสมด้วยน้ำและเผยผิวดังซีรัมจะมีความแข็งระดับจุลภาคลดลงเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ผสมด้วยน้ำกลั่นและเผยผิวดังน้ำกลั่น

กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

การรั่วซึมระดับจุลภาคที่เกิดขึ้นระหว่างพื้นผิวของวัสดุอุดยึดอนปลายรากฟันกับเนื้อฟันเป็นกุญแจสำคัญอย่างหนึ่งที่กำหนดความสำเร็จของการรักษาด้วยวิธีศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก ซึ่งการตรวจการรั่วซึมที่เกิดขึ้นสามารถทำได้หลายวิธี เช่น วิธีการแพร่ของสี (dye penetration) วิธีการแพร่ของของเหลว (fluid filtration) วิธีการแพร่ของแบคทีเรีย (bacteria infiltration) วิธีการทางเคมีไฟฟ้า (electrochemical method) วิธีการตามรอยด้วยไอโซโทปรังสี (radioisotopes tracer) เป็นต้น

การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดเป็นอีกวิธีหนึ่งที่ใช้ในการประเมินความแนบสนิทของขอบวัสดุ โดยความแนบสนิทของขอบวัสดุจะสะท้อนถึงความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดยึดอนปลายรากฟันอีกทางหนึ่ง ซึ่งการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจะทำให้สามารถมองเห็นขอบวัสดุและเนื้อฟันได้อย่างชัดเจน สามารถมองเห็นช่องว่างที่เกิดขึ้น โครงสร้างขนาดเล็กและลักษณะพื้นผิวของวัสดุได้ เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่มีกำลังขยายสูงและสามารถปรับเพิ่มลดกำลังขยายให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการศึกษาได้ จึงมีหลายการศึกษาที่นำกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดมาใช้ในการวัดความแนบสนิทของขอบวัสดุอุดยึดอนปลายรากฟันและดูลักษณะโครงสร้างระดับจุลภาคของพื้นผิววัสดุ

Xavier และคณะในปี 2005 ⁽⁴⁶⁾ ได้ศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการฉีกของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน 3 ชนิดคือ เอ็มทีเอแองเจิลส์, ซูเปอร์อีบีเอ (Super EBA) และ วิทริเมอร์ (Vitremar) ด้วยวิธีวัดการรั่วซึมของสีและวัดความแนบสนิทของขอบวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่า เอ็มทีเอแองเจิลส์มีการรั่วซึมที่ไม่แตกต่างกับซูเปอร์อีบีเอ แต่จะมีความแนบสนิทของขอบวัสดุที่ดีกว่า ในขณะที่วิทริเมอร์มีการรั่วซึมและมีช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อฟันมากที่สุด (ภาพประกอบ 2)

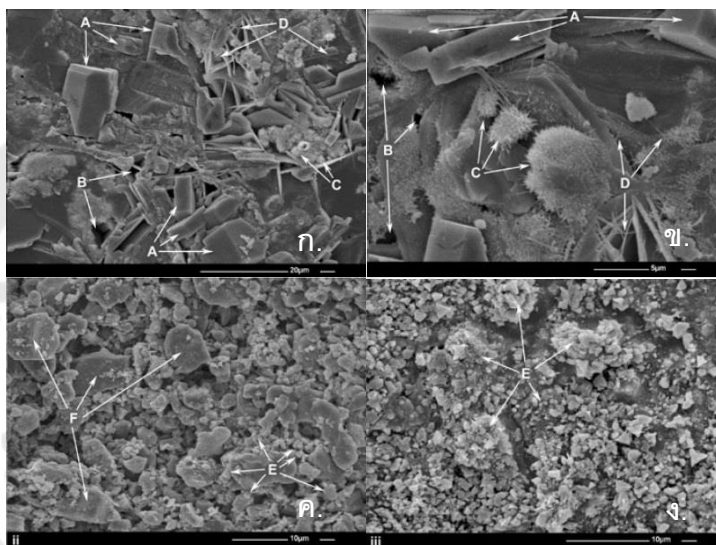


ภาพประกอบ 2 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่แสดงให้เห็นถึงช่องว่างระหว่างขอบวัสดุและเนื้อฟัน ⁽⁴⁶⁾

Shokouhinejad และคณะในปี 2014 ⁽⁴⁷⁾ ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุระหว่างเอ็นโดซีควนซ์อาร์อาร์เอ็มแบบหนืด (Endosequence RRM putty) และแบบเหลว (Endosequence RRM paste) กับเอ็มทีเอในฟันรากเดี่ยวของมนุษย์ที่ถูกถอน หลังจากอุดย่นปลายรากฟันด้วยวัสดุแต่ละชนิดเป็นเวลา 1 สัปดาห์ จึงทำการตรวจช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันในแนวตัดขวางและแนวแกนด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่า เมื่อพิจารณาในแนวตัดขวาง วัสดุทั้งสามชนิดมีช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันไม่แตกต่างกัน แต่เมื่อพิจารณาในแกน พบว่าเอ็นโดซีควนซ์อาร์อาร์เอ็มแบบเหลวมีช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันมากกว่าวัสดุชนิดอื่น แต่อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณาโดยรวมแล้วถือว่าวัสดุทั้งสามชนิดมีความแนบสนิทของขอบวัสดุที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

Nekoofar และคณะในปี 2010 ⁽⁵⁾ พบว่าเอ็มทีเอที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดจะพบผลึกลักษณะเป็นแผ่นวางซ้อนกันเป็นชั้น ๆ (laminated plate-like crystal) ที่มีขอบเขตชัดเจน (ภาพประกอบ 3 ก) หรือพบผลึกลักษณะเป็นก้อนกลมและมีการยื่นยาวคล้ายเข็มขนาดเล็ก

(acicular crystal / small needle-like crystal) (ภาพประกอบ 3 ข) ซึ่งผลึกลักษณะนี้ยาวคล้ายเข็มขนาดเล็กดังกล่าวจะเป็นผลึกของแคลเซียมซัลโฟอะลูมิเนตไฮเดรต (calcium sulfoaluminate hydrate) หรือเอททริงไกต์ (ettringite) ที่มีหน้าที่ในการสร้างพันธะระหว่างผลึกของเอมที่เอ จึงเป็นส่วนสำคัญที่มีผลต่อความแข็งแรงของวัสดุ ซึ่งผลึกลักษณะดังกล่าวจะไม่พบในเอมที่เอที่มีการปนเปื้อนเลือด โดยในเอมที่เอที่มีการปนเปื้อนเลือดจะพบลักษณะของผลึกเป็นก้อนกลม (globular matrix) และพบผลึกที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุมได้น้อยมาก (ภาพประกอบ 3 ค.-ง.)



ภาพประกอบ 3 ก. ลักษณะผลึกของเอมที่เอที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ข. ลักษณะผลึกของเอททริงไกต์ ค. ลักษณะผลึกของเอมที่เอที่ผสมกับน้ำและมีการสัมผัสเลือด ง. ลักษณะผลึกของเอมที่เอที่ผสมด้วยเลือดและมีการสัมผัสเลือด⁽⁵⁾

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

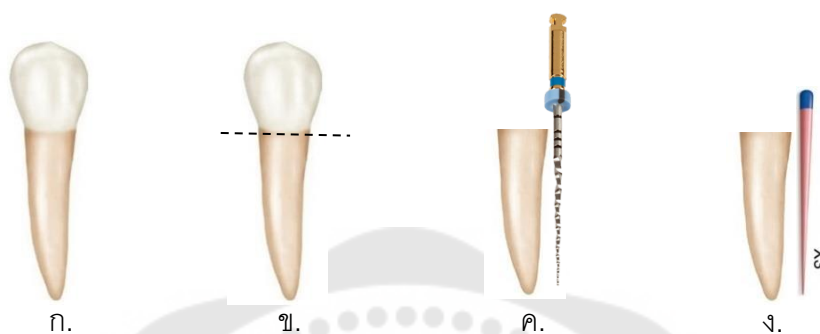
การคัดเลือกฟันที่ใช้ในการทดลอง

ก่อนดำเนินการศึกษา ได้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ (SWUEC/E-417/2563) เป็นที่เรียบร้อยแล้ว ในการศึกษานี้จะใช้ฟันกรามน้อยล่างรากเดียวของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 60 ซี่ โดยฟันดังกล่าวจะเป็นฟันที่ถูกถอนทั้งกองและเก็บไว้ในคลังของโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ก่อนที่จะเริ่มทำการวิจัย ดังนั้น ฟันเหล่านั้นจะไม่สามารถระบุตัวตน เพศ อายุของบุคคลที่เป็นเจ้าของฟันและไม่สามารถระบุสาเหตุการถอนฟันขึ้นนั้น ๆ ได้ ฟันที่ถูกคัดเลือกเข้าสู่วิจัยจะต้องมีรากตรง คลองรากเดี่ยว ปลายรากปิดสมบูรณ์ ไม่มีรากฟันละลาย ไม่มีรากฟันแตก คลองรากฟันไม่ตีบและยังไม่ผ่านการรักษารากฟัน โดยก่อนทำการศึกษา ฟันทุกซี่จะถูกนำไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากเพื่อยืนยันว่ามีเพียงคลองรากฟันเดียว

การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง

เมื่อเริ่มทำการศึกษา ฟันแต่ละซี่จะถูกนำมาทำความสะอาด กำจัดหินปูนและเศษเนื้อเยื่อต่าง ๆ ออก จากนั้นทำการตัดตัวฟัน โดยใช้หัวกรอจากเพชรทรงสอบปลายมน (diamond taper round end bur) ร่วมกับเครื่องกรอชนิดหมุนเร็ว (high speed handpiece) ภายใต้ละอองน้ำ ให้มีความยาวของรากฟัน 15 มิลลิเมตร จากนั้นทำการวัดความยาวรากฟันซ้ำด้วยไฟล์ชนิดเค (K-file) เบอร์ 15 (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) แล้วใช้ความยาวทำงาน (working length) ที่ระยะสั้นกว่าปลายรากฟัน 1 มิลลิเมตร หลังจากนั้นทำการขยายคลองรากฟันด้วยไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องระบบโปรแทปเปอร์เน็กซ์ (ProTaper Next®; Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) ตั้งแต่ขนาดเอ็กซ์ 1 (X1) จนถึงขนาดเอ็กซ์ 3 (X3; 30/07) ระหว่างที่เปลี่ยนไฟล์แต่ละครั้งจะล้างด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 (2.5% sodium hypochlorite) ปริมาณ 2 มิลลิลิตร จากนั้นขับคลองรากฟันด้วยแท่งกระดาษซับ (paper point) ให้แห้งแล้วทำการอุดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชาที่มีขนาดเท่ากับไฟล์ (Matching taper gutta percha cone; Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) ร่วมกับเอเซพพลัส ซีลเลอร์ (AH Plus® sealer; Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) โดยวิธีเวอร์มเวอรัติดคอลคอมแพ็คชัน (warm vertical compaction) หลังจากอุดคลองรากฟันเสร็จแล้วจะปิดรากฟันส่วนต้นด้วยวัสดุบูรณะชั่วคราวเควิต (Cavit, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) (ภาพประกอบ

4) แล้วหุ้มรากฟันด้วยผ้าก๊อซ (gauze) เปียกและนำไปป้อนไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator) ที่มีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อให้วัสดุแข็งตัวอย่างสมบูรณ์



ภาพประกอบ 4 การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง ก. ฟันที่ใช้ในการทดลอง ข. การตัดตัวฟัน
ค. การขยายคลองรากฟัน ง. การอุดคลองรากฟัน

หลังจากซีลเลอร์แข็งตัวสมบูรณ์แล้วรากฟันส่วนนอกจะถูกเคลือบด้วยน้ำยาทาเล็บ เมื่อ น้ำยาทาเล็บแห้งสนิทแล้วจึงนำฟันมาตัดปลายรากที่ตำแหน่งห่างจากปลายรากฟัน 3 มิลลิเมตร โดยตัดในแนวตั้งฉากกับแนวแกนของรากฟันด้วยหัวกรอจากเพชรทรงสอบปลายมนร่วมกับเครื่อง กรอชนิดหมุนเร็วภายใต้ละอองน้ำ หลังจากนั้นทำการกรอย้อนเข้าไปในรากฟัน (retropreparation) ให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตรและลึก 3 มิลลิเมตร ด้วยหัวกรอ ขนาด AS 3D (EndoSuccess™ Apical Surgery Kit, Acteon) ร่วมกับเครื่องอัลตราโซนิค P5 (P5 Newtron XS™, satelec®, Acteon, North America) ภายใต้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรม (dental operating microscope) (ภาพประกอบ 5)



ภาพประกอบ 5 ก. การตัดปลายรากฟัน ข. การกรอย้อนปลายรากฟัน ค. รากฟันหลังเตรียมเสร็จ

การอุดย้อนปลายรากฟันและการนำชิ้นงานมาสัมผัสเลือด

วัสดุที่ใช้ในการอุดย้อนปลายรากฟันในการศึกษานี้มี 2 ชนิด ประกอบไปด้วยไบโอเดนทีน (Biodentine®; Septodont, Saint-Maur-des-fosses Cedex, France) และเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®; BioMTA, Seoul, Korea) (ภาพประกอบ 6)



ก.

ข.

ภาพประกอบ 6 ก.ไบโอเดนทีน ข.เรโทรเอ็มทีเอ

เลือดของมนุษย์ที่ใช้สำหรับงานวิจัยในครั้งนี้จะได้มาจากการเจาะเลือดของผู้ทำวิจัยเอง โดยพยาบาลวิชาชีพที่สถาบันทางการแพทย์ มศว คลินิก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ซึ่งจะใช้ปริมาณ 5 มิลลิลิตร ส่วนสารจำลองของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid; SBF) จะเตรียมขึ้นตามสูตรของ Kokubo และ Takadama ในปี 2006⁽⁴⁸⁾ โดยหลังจากกรอเตรียมโพรงฟันแล้ว ฟันทั้งหมดจะถูกสุ่มแบ่งออกเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ซี่ เพื่อทำการอุดย้อนปลายรากฟันและทำการปนเปื้อนเลือด (ภาพประกอบ 7) ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ทำการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย้อนปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทีน แล้วนำไปสัมผัสเลือด (BD coated / blood) (n=10)

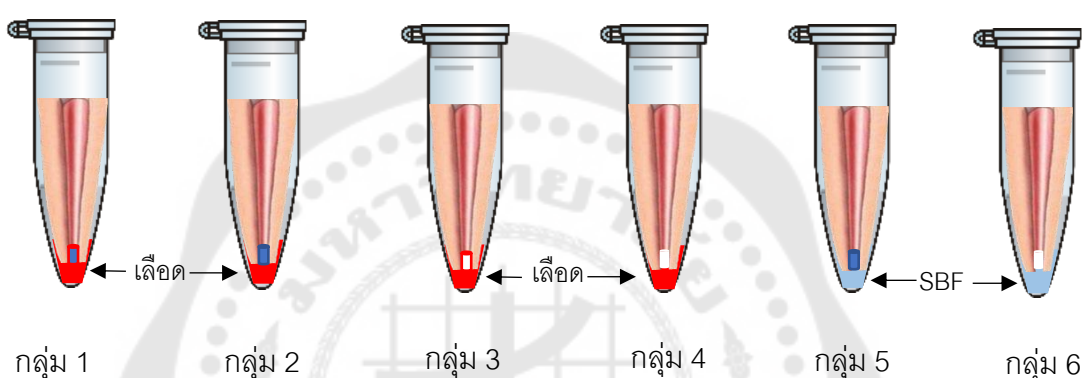
กลุ่มที่ 2 ไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย้อนปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทีน แล้วนำไปสัมผัสเลือด (BD non-coated / blood) (n=10)

กลุ่มที่ 3 ทำการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย้อนปลายรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ แล้วนำไปสัมผัสเลือด (RT-MTA coated / blood) (n=10)

กลุ่มที่ 4 ไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย้อนปลายรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ แล้วนำไปสัมผัสเลือด (RT-MTA non-coated / blood) (n=10)

กลุ่มที่ 5 เป็นกลุ่มควบคุม จะไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย่นปลายรากฟันด้วยไบโอเดนติน แล้วนำไปแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (BD non-coated / SBF) (n=10)

กลุ่มที่ 6 เป็นกลุ่มควบคุม จะไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด อุดย่นปลายรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ แล้วนำไปแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (RT-MTA non-coated / SBF) (n=10)



ภาพประกอบ 7 กลุ่มการทดลอง 6 กลุ่มตามลำดับ (สีน้ำเงิน = ไบโอเดนติน/ สีขาว = เรโทรเอ็มทีเอ/ เส้นสีแดงรอบวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน = เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด)

กลุ่มที่ 1 ก่อนทำการอุดย่นปลายรากฟันจะทำการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด 1 หยดโดยใช้กระบอกฉีด (syringe) และเข็มล้างขนาด 27 (irrigation needle: 27 gauge) เป็นเวลา 5 วินาที แล้วดูดเลือดในโพรงฟันกลับ (aspirate) ทำการเตรียมไบโอเดนตินโดยเปิดแคปซูลที่บรรจุส่วนผง แล้วหยดส่วนเหลวที่บรรจุอยู่ในหลอดพลาสติกกลงไปในแคปซูล 5 หยด (ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต) ปิดฝาแคปซูลแล้วนำไปปั่นด้วยเครื่องปั่นอะมัลกัม (ความเร็ว 4000-4200 รอบต่อนาที) เป็นเวลา 30 วินาที จึงนำวัสดุมาอุดย่นปลายรากฟันหนา 3 มิลลิเมตร กดวัสดุให้แนบกับผนังคลองรากฟันด้วยเอ็นโดคอนดิกพ러그เกอร์ (endodontic plugger) เช็ดกำจัดวัสดุส่วนเกินด้วยสำลีชุบน้ำหมาด ๆ จากนั้นนำฟันใส่ลงไปหลอดเอฟเพนดอร์ฟ (Eppendorf tube) ขนาด 1.5 มิลลิลิตรที่มีเลือดอยู่ภายใน 0.1 มิลลิลิตรทันที โดยให้ปลายรากฟันจมอยู่ในเลือด ส่วนพื้นที่ที่เลือดด้านบนเหนือต่อรากฟันจะวางทับด้วยก้อนสำลีชุบน้ำหมาด ๆ ปิดฝาหลอดเอฟเพนดอร์ฟให้สนิทแล้วนำขึ้นงานไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากเพื่อตรวจสอบคุณภาพของการ

อุดย่อนปลายรากฟัน จากนั้นจึงนำไปบ่มไว้ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน

กลุ่มที่ 2 ทำวิธีการเดียวกันกับกลุ่มที่ 1 แต่ไม่มีขั้นตอนการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด

กลุ่มที่ 3 ทำการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดด้วยวิธีการเดียวกับกลุ่มที่ 1 ทำการผสมเรโพรเอ็มทีเอโดยเทส่วนผสมประมาณ 0.3 กรัมที่บรรจุอยู่ในซองลงบนจานผสม หยดส่วนเหลว 3 หยด (ตามแนะนำของบริษัทผู้ผลิต) ผสมส่วนผสมและส่วนเหลวให้เข้ากันอย่างเบามือ เมื่อผสมเข้ากันดีแล้วผิวหน้าของวัสดุจะปรากฏลักษณะมันวาว ทิ้งไว้จนกว่าความมันวาวหายไปจึงนำวัสดุไปอุดย่อนปลายรากฟัน กดวัสดุให้แน่นกับผนังคลองรากฟันด้วยเอ็นโดดอนติกพלקเกอร์ เช็ดกำจัดวัสดุส่วนเกินด้วยสำลีชุบน้ำหมาด ๆ จากนั้นนำฟันใส่ลงไปในหลอดเอฟเพนดอร์ฟขนาด 1.5 มิลลิเมตรที่มีเลือดอยู่ภายใน 0.1 มิลลิเมตรทันที โดยให้ปลายรากฟันจุ่มอยู่ในเลือด ส่วนพื้นที่ที่เหลือด้านบนเหนือต่อรากฟันจะวางทับด้วยก้อนสำลีชุบน้ำหมาดๆ ปิดฝาหลอดเอฟเพนดอร์ฟให้สนิทแล้วนำชิ้นงานไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากเพื่อตรวจสอบคุณภาพของการอุดย่อนปลายรากฟัน จากนั้นจึงนำไปบ่มไว้ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน

กลุ่มที่ 4 ทำวิธีการเดียวกันกับกลุ่มที่ 3 แต่ไม่มีขั้นตอนการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด

กลุ่มที่ 5 ทำวิธีการเดียวกันกับกลุ่มที่ 1 แต่ไม่มีขั้นตอนการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด หลังจากอุดย่อนปลายรากฟันเสร็จจึงนำฟันใส่ลงไปในหลอดเอฟเพนดอร์ฟขนาด 1.5 มิลลิเมตรที่บรรจุสารจำลองของเหลวในร่างกายอยู่ภายใน 0.1 มิลลิเมตรทันที โดยให้ปลายรากฟันจุ่มอยู่ในสารดังกล่าว ส่วนพื้นที่ที่เหลือด้านบนเหนือต่อรากฟันจะวางทับด้วยก้อนสำลีชุบน้ำหมาดๆ ปิดฝาหลอดเอฟเพนดอร์ฟให้สนิทแล้วนำชิ้นงานไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากเพื่อตรวจสอบคุณภาพของการอุดย่อนปลายรากฟัน จากนั้นจึงนำไปบ่มไว้ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน

กลุ่มที่ 6 ทำวิธีการเดียวกันกับกลุ่มที่ 3 แต่ไม่มีขั้นตอนการเคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือด หลังจากอุดย่อนปลายรากฟันเสร็จจึงนำฟันใส่ลงไปในหลอดเอฟเพนดอร์ฟขนาด 1.5 มิลลิเมตรที่บรรจุสารจำลองของเหลวในร่างกายอยู่ภายใน 0.1 มิลลิเมตรทันที โดยให้ปลายรากฟันจุ่มอยู่ในสารดังกล่าว ส่วนพื้นที่ที่เหลือด้านบนเหนือต่อรากฟันจะวางทับด้วยก้อนสำลีชุบน้ำหมาดๆ ปิดฝาหลอดเอฟเพนดอร์ฟให้สนิทแล้วนำชิ้นงานไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากเพื่อ

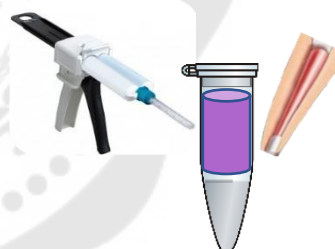
ตรวจสอบคุณภาพของการอุดย่นปลายรากฟัน จากนั้นจึงนำไปป้อนไว้ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน

การทำแบบจำลองชิ้นงานด้วยเรซิน (resin replicas)

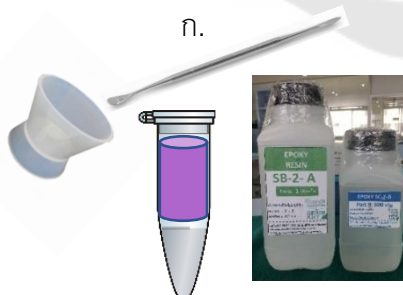
หลังจากที่นำชิ้นงานไปป้อนไว้ในเครื่องควบคุมอุณหภูมิครบ 7 วันแล้ว ฟันแต่ละซี่จะถูกนำมาล้างด้วยน้ำและเป่าให้แห้ง จากนั้นทำการพิมพ์ปลายรากฟันด้วยแอดดิชันซิลิโคน (addition silicone) ยี่ห้อพานาซิลคอนแทคพลัส (Panasil® contact plus X-light, Kettenbach, Germany) บนสภาพพิมพ์ปากที่ดัดแปลงมาจากหลอดเอพเพนดอร์ฟ หลังจากที่ได้วัสดุพิมพ์ปากแข็งตัวสมบูรณ์แล้ว นำปลายรากฟันออกและสำรวจความสมบูรณ์ของรอยพิมพ์ หากรอยพิมพ์ไม่สมบูรณ์ มีรอยฉีกขาด มีฟองอากาศจะต้องทำการพิมพ์ปลายรากฟันใหม่จนกว่าจะได้รอยพิมพ์ที่สมบูรณ์ เมื่อได้รอยพิมพ์ที่สมบูรณ์เรียบร้อยแล้วจึงทำการผสมอีพ็อกซีเรซิน (epoxy resin) (ภาพประกอบ 8) แล้วเทลงไปในรอยพิมพ์อย่างช้า ๆ ทิ้งไว้ให้อีพ็อกซีเรซินแข็งตัวเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เมื่ออีพ็อกซีเรซินแข็งตัวสมบูรณ์แล้วจึงแกะชิ้นงานออกมาตรวจสอบความสมบูรณ์ของรายละเอียดชิ้นงานบริเวณปลายรากฟัน หากชิ้นงานใดมีฟองอากาศหรือเกิดความเสียหายก็จะทำแบบจำลองขึ้นใหม่ซ้ำอีกครั้งจนกว่าจะได้แบบจำลองที่สมบูรณ์



ก.



ข.



ค.

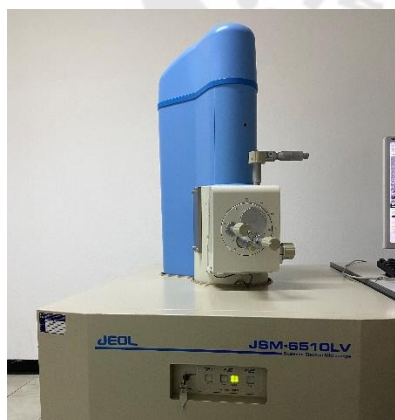


ง.

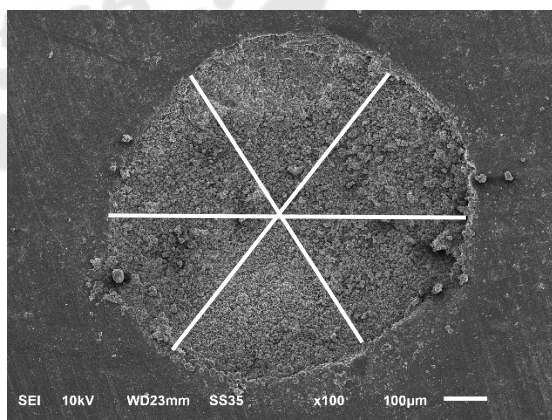
ภาพประกอบ 8 การทำแบบจำลองชิ้นงาน ก. รากฟันที่ได้รับการอุดย่นปลายรากฟันแล้ว
 ข. การพิมพ์ปลายรากฟัน ค. การเทแบบจำลองด้วยอีพ็อกซีเรซิน ง. แบบจำลองชิ้นงานเรซิน

การวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

การวิเคราะห์ชิ้นงานสำหรับประเมินช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อพื้นจะใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบสุญญากาศสูง (High vacuum SEM) โดยชิ้นงานจำลองอีพ็อกซีเรซินจะถูกนำไปยึดกับแท่นยึดอะลูมิเนียม (aluminum stubs) แล้วทำการเคลือบชิ้นงานด้วยทองและนำไปส่องภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6510LV, JEOL, Tokyo, Japan) (ภาพประกอบ 9 ก.) ในการประเมินความกว้างช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อพื้น (gap width) จะใช้ภาพที่กำลังขยาย 100 เท่า (100X) ทำการแบ่งภาพพื้นที่หน้าตัดของปลายรากฟันออกเป็น 6 ส่วนเท่า ๆ กัน (ภาพประกอบ 9 ข.) ในแต่ละส่วนที่แบ่งไว้จะทำการวัดช่องว่างที่กว้างที่สุด (maximum gap width) ด้วยภาพกำลังขยาย 1000 เท่า (1000X) ดังนั้นแต่ละชิ้นงานจะมีค่าความกว้างช่องว่าง 6 ค่า นำค่าที่วัดได้มาหาค่าเฉลี่ยความกว้างช่องว่างของฟัน 1 ซี่ในหน่วยไมโครเมตร (μm) แล้วจึงนำค่าเฉลี่ยของแต่ละซี่ที่ได้มาหาค่าเฉลี่ยของกลุ่มอีกครั้ง ส่วนความยาวของช่องว่าง (gap length) จะใช้ภาพที่กำลังขยาย 100 เท่า ซึ่งภาพที่ได้จะมีขอบเขตครอบคลุมขอบของวัสดุทั้งหมดโดยไม่ขาดส่วนใดส่วนหนึ่งไป ทำการวัดช่องว่างที่เกิดขึ้นตามขอบของวัสดุ โดยใช้โปรแกรม ImageJ® software ขยายภาพในแต่ละบริเวณแล้วลากเส้นตามความยาวของช่องว่างที่พบ ซึ่งโปรแกรมจะแสดงความยาวช่องว่างในแต่ละบริเวณแล้วสรุปรวมเป็นความยาวของหนึ่งชิ้นงาน ซึ่งค่าความยาวจะถูกนำมาหาค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างของกลุ่มอีกครั้ง



ก.



ข.

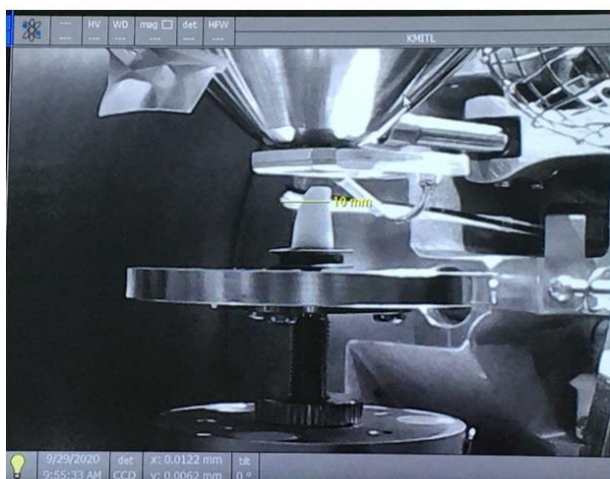
ภาพประกอบ 9 ก. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ข. การแบ่งพื้นที่หน้าตัดของปลายรากฟันออกเป็น 6 ส่วนเท่า ๆ กัน

การศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน

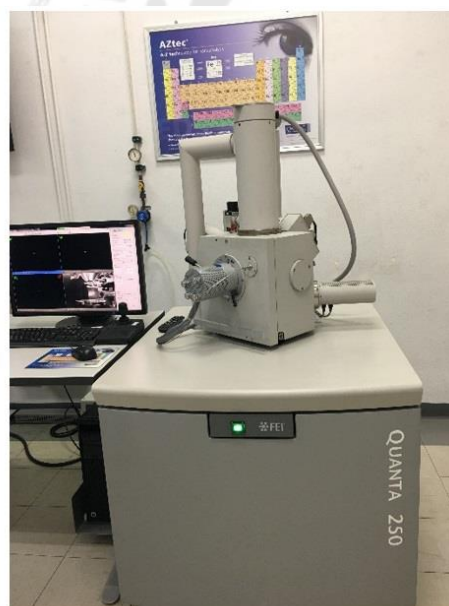
ในการศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันในแต่ละกลุ่มจะใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบสุญญากาศต่ำ (Low vacuum SEM) ซึ่งเป็นวิธีที่ไม่ต้องมีการดูดความชื้นออกจากชิ้นงานและไม่ต้องพ่นเคลือบโลหะบนพื้นผิวของชิ้นงานก่อนประเมินด้วยกล้องจุลทรรศน์ โดยชิ้นงานที่ใช้จะใช้ชิ้นงานจริงไม่ใช่แบบจำลอง โดยทำการสุ่มเลือกชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม กลุ่มละ 2 ชิ้น ซึ่งการศึกษาลักษณะพื้นผิวจะใช้ภาพที่กำลังขยาย 1000 เท่า

การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมี

การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน เพื่อประเมินสมบัติชีวเคมีของวัสดุ จะใช้วิธีเอกซเรย์สเปกโตรสโคปีแบบกระจายพลังงาน (energy dispersive x-ray spectroscopy; EDX) ร่วมกับกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบสุญญากาศระดับสภาวะแวดล้อม (Environmental SEM) (ภาพประกอบ 10) โดยใช้กำลังขยาย 5000 เท่า (5000X) โดยข้อมูลที่ได้จะนำมาคำนวณอัตราส่วนธาตุแคลเซียมต่อธาตุฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) ซึ่งจะนำไปเทียบกับค่ามาตรฐานของไฮดรอกซีอะพาไทต์ (stoichiometric hydroxyapatite Ca/P ratio = $1.67^{(49)}$)



ก.



ข.

ภาพประกอบ 10 ก. การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีด้วย EDX ข. เครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ (Statistical analysis)

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติจะใช้โปรแกรม SPSS โดยทำการทดสอบการกระจายของข้อมูลด้วยสถิติ Kolmogorov-Smirnov test ในกรณีที่ข้อมูลมีการกระจายตัวปกติจะทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความกว้างและความยาวช่องว่างระหว่างเนื้อฟันและวัสดุของแต่ละกลุ่มด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) หากข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติจะใช้สถิติทดสอบฟรیدแมน (Friedman test) และทดสอบความแตกต่างของข้อมูลรายคู่ด้วยสถิติทูคีเอชเอสดี (Tukey's HSD) โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติ $P < 0.05$ หรือระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95



บทที่ 4

ผลการวิจัยและการวิเคราะห์ข้อมูล

การทดสอบความแนบสนิทของขอบวัสดุ

ภายหลังจากวัสดุอุดย่นปลายรากฟันสัมผัสเลือดเป็นระยะเวลา 7 วัน จะแบ่งการวัดความแนบสนิทของขอบวัสดุได้เป็น 2 แบบ ดังนี้

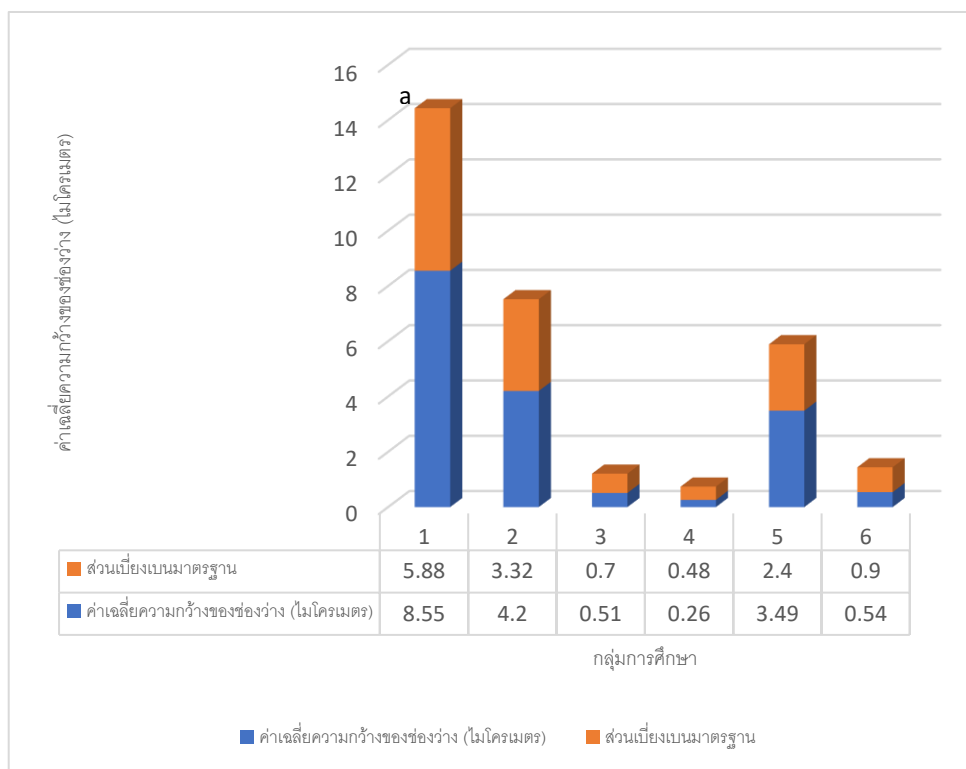
1.การวัดความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน

หลังจากวัสดุอุดย่นปลายรากฟันบนเบื่อนเลือดเป็นระยะเวลา 7 วัน พบว่ากลุ่มที่ 1 ที่เคลือบเลือดบนผนังคลองรากฟันก่อนอุด หลังจากอุดด้วยไบโอเดนทินแล้วแช่ในเลือดมีความกว้างช่องว่างมากที่สุด คือ 8.55 ไมโครเมตร รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 (4.20 μm), กลุ่มที่ 5 (3.49 μm), กลุ่มที่ 6 (0.54 μm) และกลุ่มที่ 3 (0.51 μm) ตามลำดับ ในขณะที่กลุ่ม 4 ที่ไม่เคลือบบนผนังคลองรากฟันก่อนอุด หลังอุดย่นปลายรากฟันด้วยเรโพรเอ็มทีเอแล้วแช่ในเลือด มีความกว้างช่องว่างน้อยที่สุดคือ 0.26 ไมโครเมตร ดังตาราง 3 และ ภาพประกอบ 11

ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน

กลุ่มการศึกษา	ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ไมโครเมตร)	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
		(ไมโครเมตร)	(ไมโครเมตร)
กลุ่มที่ 1	8.55±5.88 ^a	2.30	20.13
กลุ่มที่ 2	4.20±3.32 ^b	0.00	7.80
กลุ่มที่ 3	0.51±0.70 ^{bc}	0.00	1.85
กลุ่มที่ 4	0.26±0.48 ^c	0.00	1.38
กลุ่มที่ 5	3.49±2.40 ^{bc}	0.78	7.42
กลุ่มที่ 6	0.54±0.90 ^{bc}	0.00	2.25

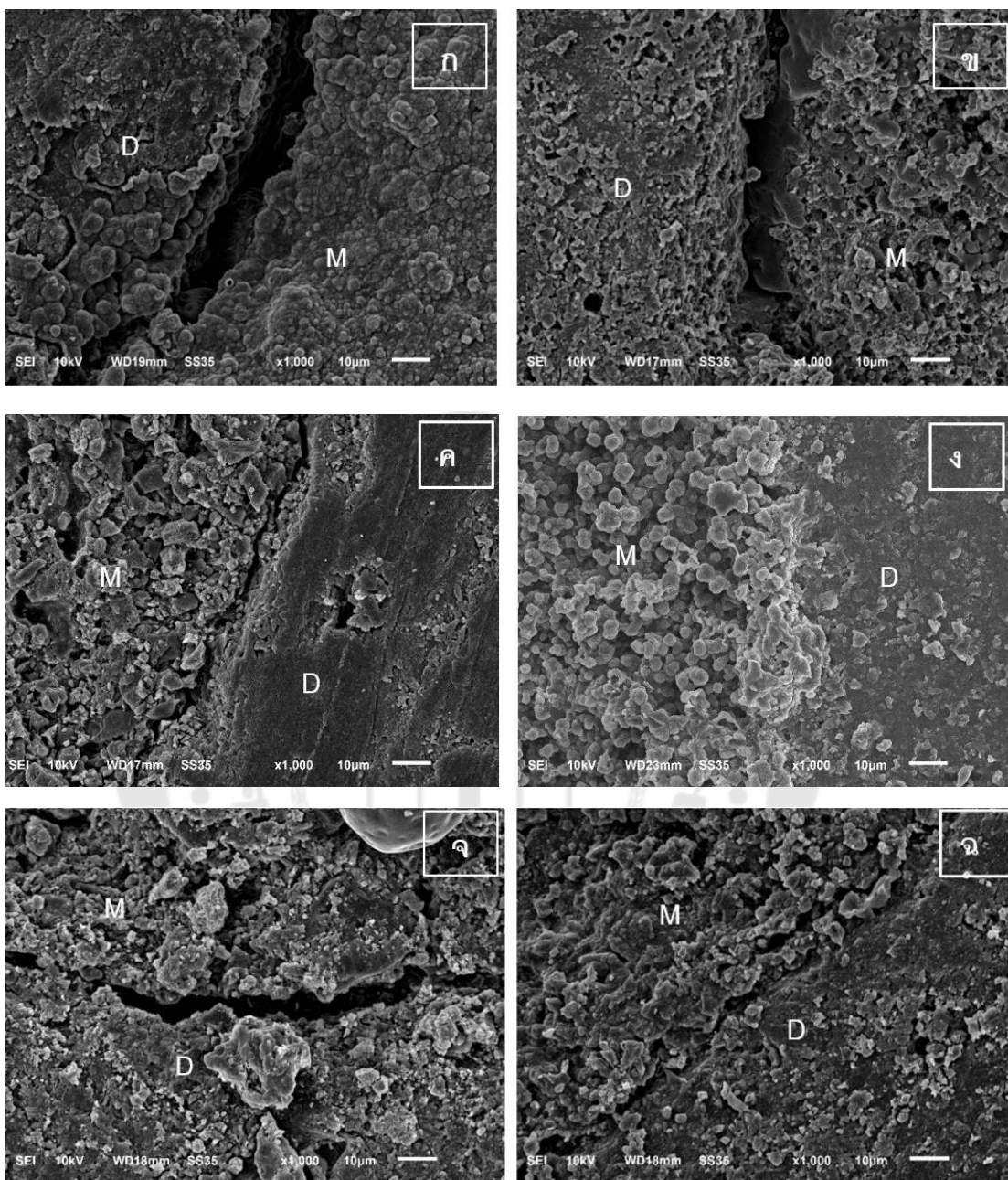
อักษรภาษาอังกฤษตัวกที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$)



ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษา

จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีทางสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS เมื่อวิเคราะห์การกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติ Kolmogorov Smirnov test พบว่า การกระจายตัวของค่าความกว้างช่องว่างมีการกระจายตัวไม่ปกติ (Non-normal distribution) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังนั้นการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างกลุ่มการศึกษาจึงใช้สถิติพรีดแมน พบว่า ค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันมีอย่างน้อย 1 คู่ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อทำการทดสอบความแตกต่างของข้อมูลรายคู่ด้วยสถิติทูคีเอชเอสดี (Tukey's HSD) พบว่าค่าเฉลี่ยความกว้างของช่องว่างในกลุ่มที่ 1 มีความแตกต่างกับกลุ่มอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ส่วนกลุ่มที่ 4 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเฉพาะกับกลุ่มที่ 1 และ 2 ซึ่งอยู่ด้อยกว่ารากฟันด้วยไบโอเดนทิน ($P < 0.05$) ในขณะที่กลุ่มอื่น ๆ ไม่พบความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (ตาราง 3, ภาพประกอบ 11 และ 12)



ภาพประกอบ 12 ช่องว่างระหว่างขอบของวัสดุและผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษาโดย ก. คือกลุ่มที่ 1, ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือกลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6 โดยอักษรภาษาอังกฤษ D เป็นสัญลักษณ์แทนส่วนที่เป็นเนื้อฟัน อักษรภาษาอังกฤษ M แทนส่วนที่เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน

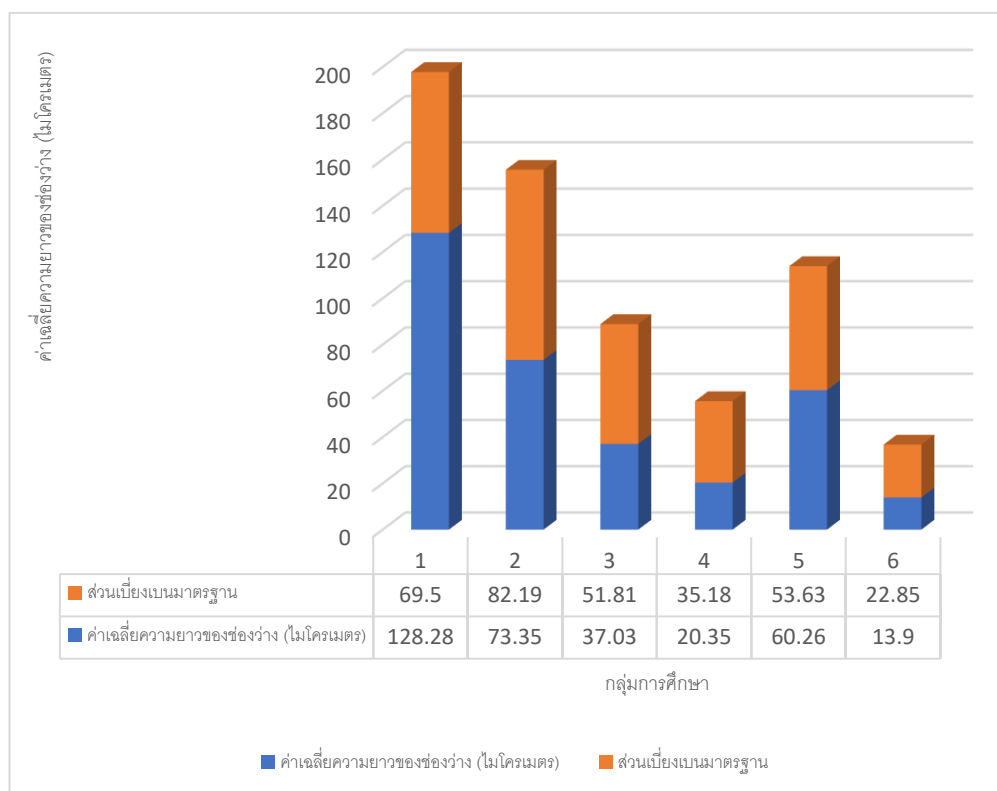
2. การวัดความยาวของช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน

หลังจากวัสดุอุดย่นปลายรากฟันบนเป็นเนื้อเลือดเป็นระยะเวลา 7 วัน พบว่ากลุ่มที่ 1 ที่เคลือบเลือดบนผนังคลองรากฟันก่อนอุด หลังจากอุดด้วยไบโอเดนทินแล้วแซ่ในเลือดมีความยาวช่องว่างมากที่สุดคือ 128.28 ไมโครเมตร รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 (73.35 μm), กลุ่มที่ 5 (60.26 μm), กลุ่มที่ 3 (37.03 μm) และกลุ่มที่ 4 (20.35 μm) ตามลำดับ ในขณะที่กลุ่มที่ 6 ที่อุดย่นปลายรากฟันด้วยเรโพรเอ็มทีเอแล้วแซ่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย มีความยาวช่องว่างน้อยที่สุดคือ 13.90 ไมโครเมตร ดังตาราง 4 และ ภาพประกอบ 13

ตาราง 4 ค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟัน

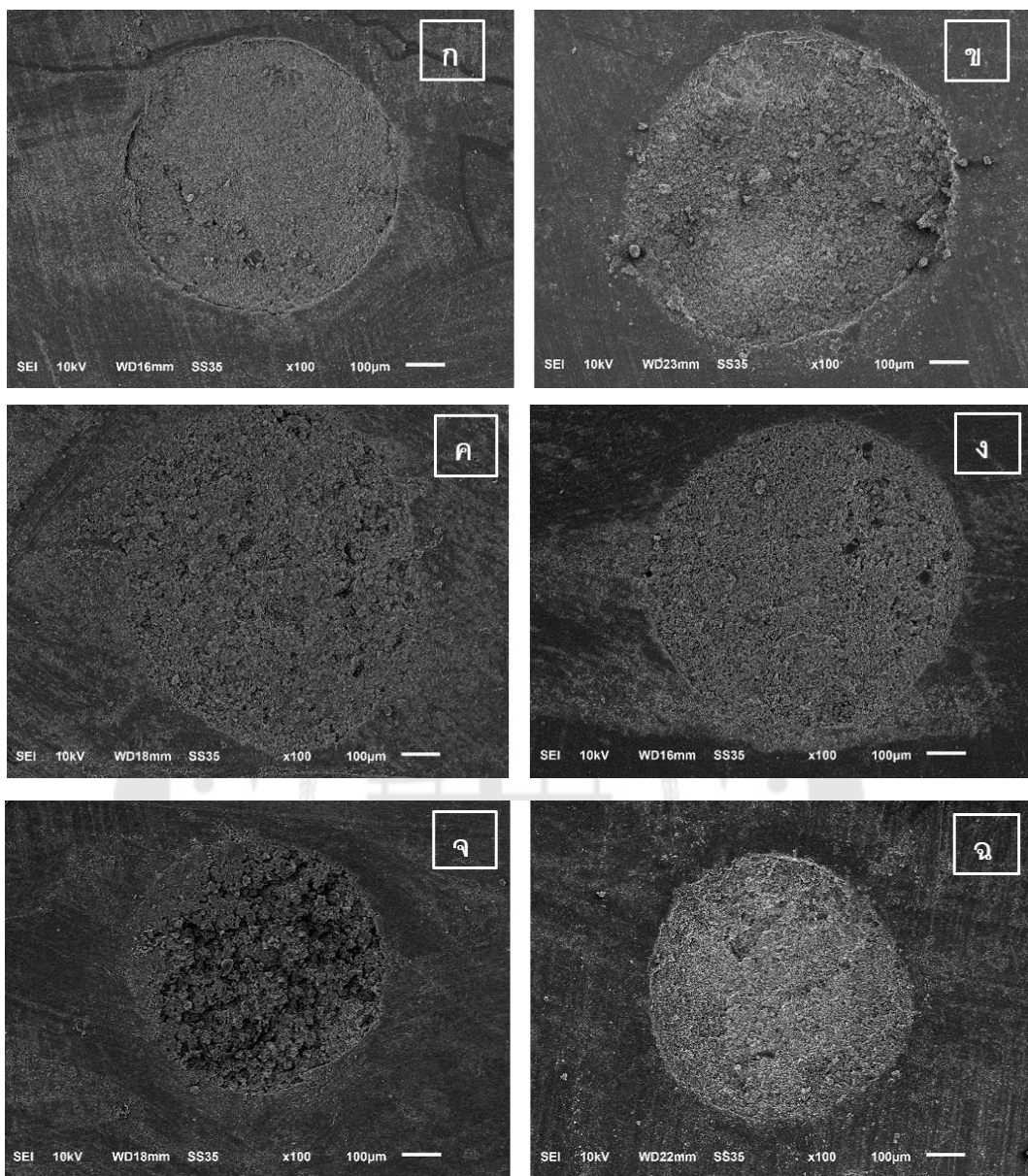
กลุ่มการศึกษา	ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ไมโครเมตร)	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
กลุ่มที่ 1	128.28 $\pm$ 69.50 ^a	131.53	179.46
กลุ่มที่ 2	73.35 $\pm$ 82.19 ^{ab}	0.00	180.15
กลุ่มที่ 3	37.03 $\pm$ 51.81 ^b	0.00	120.17
กลุ่มที่ 4	20.35 $\pm$ 35.18 ^b	0.00	99.08
กลุ่มที่ 5	60.26 $\pm$ 53.63 ^{ab}	67.65	120.79
กลุ่มที่ 6	13.90 $\pm$ 22.85 ^b	0.00	54.34

อักษรภาษาอังกฤษด้วยกที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$)



ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับผนังคลองรากฟันของแต่ละกลุ่มการศึกษา

จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีทางสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS เมื่อวิเคราะห์การกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติ Kolmogorov Smirnov test พบว่า ค่าความยาวช่องว่างระหว่างขอบวัสดุและผนังคลองรากฟันมีการกระจายตัวไม่ปกติ (Non-normal distribution) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังนั้นการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มการศึกษาจึงใช้สถิติพรีดแมน พบว่า ค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างมีอย่างน้อย 1 กลุ่มที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อทำการทดสอบความแตกต่างของข้อมูลรายคู่ด้วยสถิติทูเคย์เอสดี พบว่าค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างในกลุ่มที่ 1 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับทุกกลุ่มที่อุ้ยอนปลายรากฟันด้วยเรโธเอ็มทีเอ คือกลุ่มที่ 3, 4 และ 6 ($P < 0.05$) ในขณะที่ค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างกลุ่มอื่น ๆ ไม่พบความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (ตาราง 4, ภาพประกอบ 13 และ 14)



ภาพประกอบ 14 ช่องว่างระหว่างขอบวัสดุอุดย่นปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันโดยรอบของ
แต่ละกลุ่มการศึกษา โดย ก. คือกลุ่มที่ 1, ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือ
กลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6

การศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันหลังจากการปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกาย

หลังจากที่วัสดุอุดย่นปลายรากฟันมีการสัมผัสเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 7 วัน จึงนำชิ้นงานจำลองด้วยเรซินในแต่ละกลุ่มมาศึกษาลักษณะพื้นผิวของวัสดุภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยใช้กำลังขยาย 1000 เท่า พบว่าในกลุ่มที่ 1 ไบโอเดนตินที่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดและสัมผัสเลือด มีลักษณะผิวหน้าเป็นผลึกก่อนกลมกระจายทั่วไป ไม่พบผลึกที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุมหรือลักษณะคล้ายเข็มขนาดเล็ก นอกจากนี้ยังพบว่าระหว่างผลึกก่อนกลมเหล่านั้นมีรูพรุนขนาดเล็กแทรกอยู่โดยทั่ว (ภาพประกอบ 15 ก.)

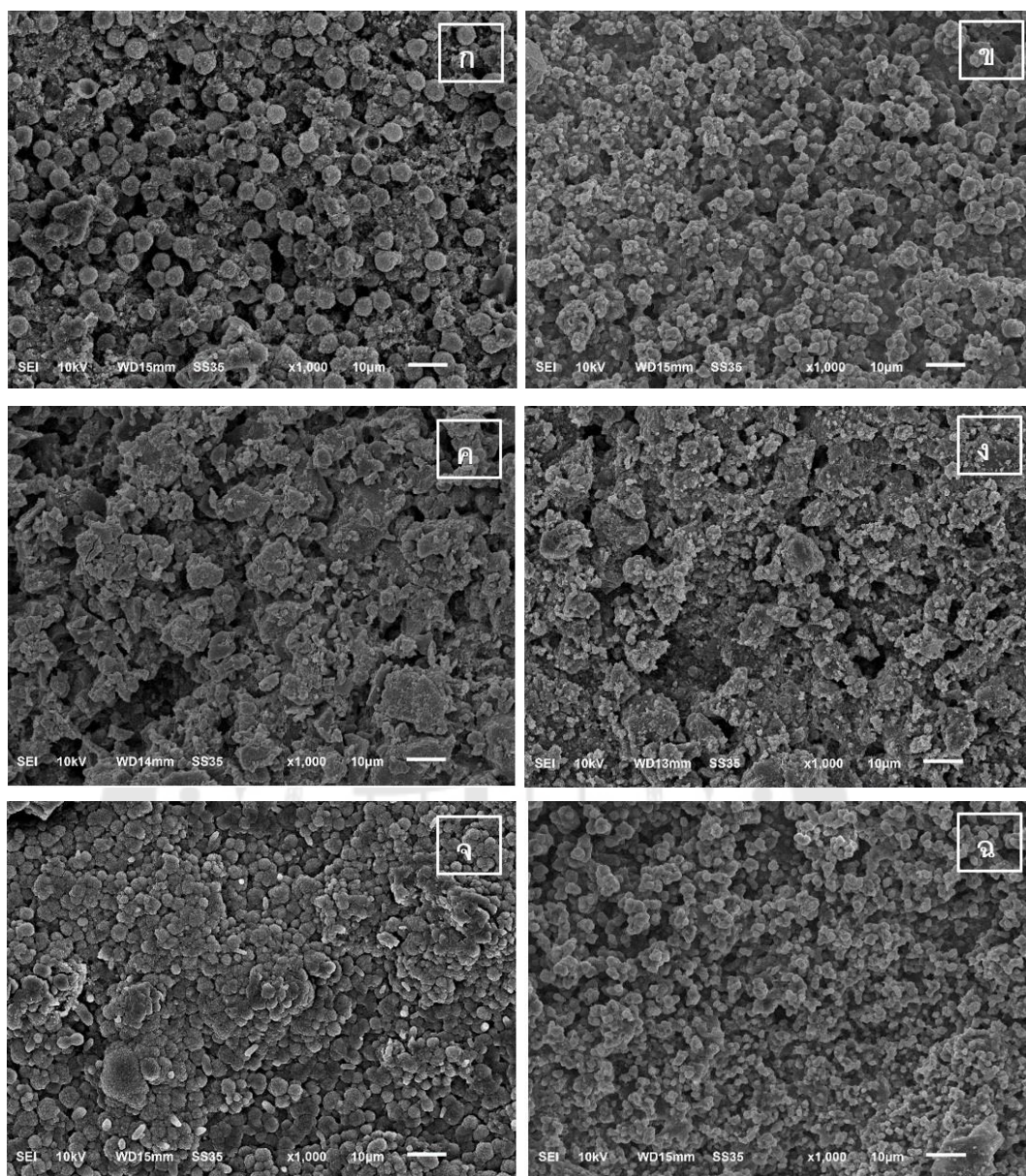
กลุ่มที่ 2 ไบโอเดนตินที่ไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดแต่สัมผัสเลือด พบลักษณะพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก่อนกลมคล้ายกับกลุ่มที่ 1 แต่แตกต่างกันตรงที่กลุ่มที่ 2 ผลึกจะจับกันเป็นกลุ่มมากกว่ากลุ่มแรก ไม่พบผลึกที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุมหรือลักษณะคล้ายเข็มขนาดเล็ก โดยระหว่างกลุ่มก่อนผลึกเหล่านั้นจะมีรูพรุนขนาดเล็กแทรกอยู่โดยทั่ว (ภาพประกอบ 15 ข.)

กลุ่มที่ 3 เรโพรเอ็มทีเอที่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดและสัมผัสเลือด พบว่ามีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างจากกลุ่มที่อุดย่นปลายรากด้วยไบโอเดนติน เนื่องจากพื้นผิวจะประกอบไปด้วยก่อนผลึกที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุมกระจายโดยทั่วไป ซึ่งจะไม่พบผลึกที่มีลักษณะก่อนกลมดังเช่นในกลุ่มที่ 1 และ 2 ส่วนระหว่างก่อนผลึกจะพบรูพรุนแทรกอยู่ไม่แตกต่างกับกลุ่มที่ 1 และ 2 (ภาพประกอบ 15 ค.)

กลุ่มที่ 4 เรโพรเอ็มทีเอที่ไม่เคลือบผนังคลองรากฟันด้วยเลือดแต่สัมผัสเลือด พบว่ามีลักษณะพื้นผิวคล้ายคลึงกับกลุ่มที่ 3 แต่แตกต่างกันตรงที่ระหว่างผลึกและผิวของผลึกก่อนใหญ่จะมีก่อนผลึกที่เป็นเหลี่ยมมุมขนาดเล็กปกคลุมโดยทั่วไป ส่วนรูพรุนที่แทรกอยู่ระหว่างผลึกพบว่าไม่แตกต่างจากกลุ่มการศึกษาอื่น ๆ (ภาพประกอบ 15 ง.)

กลุ่มที่ 5 ไบโอเดนตินที่สัมผัสกับสารจำลองของเหลวในร่างกาย พื้นผิวของวัสดุจะปกคลุมไปด้วยผลึกก่อนกลมที่มีการจับกลุ่มกันอย่างหนาแน่นมากกว่ากลุ่มที่ 1 และ 2 ไม่พบผลึกลักษณะที่เป็นเหลี่ยมมุมและลักษณะคล้ายเข็มขนาดเล็ก แต่ด้วยลักษณะของผลึกที่จับกลุ่มกันอย่างหนาแน่นทำให้พื้นผิวมีรูพรุนแทรกอยู่น้อยกว่ากลุ่มอื่น ๆ (ภาพประกอบ 15 จ.)

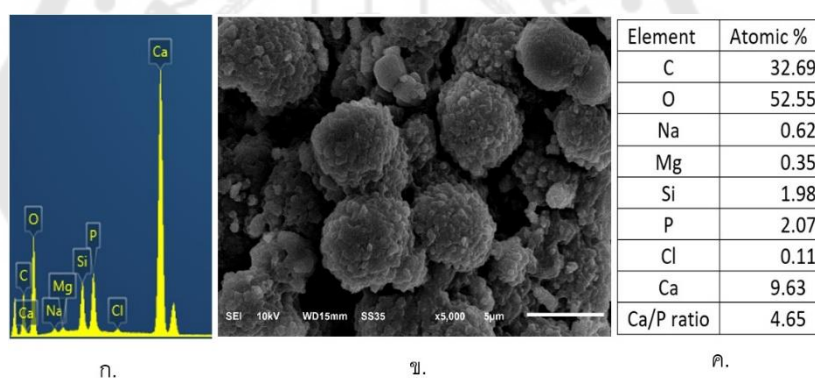
กลุ่มที่ 6 เรโพรเอ็มทีเอที่สัมผัสสารจำลองของเหลวในร่างกาย ลักษณะพื้นผิวจะแตกต่างจากกลุ่มที่ 3 และ 4 เนื่องจากลักษณะของผลึกจะมีลักษณะค่อนข้างกลมและมีเหลี่ยมมนน้อยลง แต่อย่างไรก็ตาม ระหว่างกลุ่มของผลึกก็มีรูพรุนแทรกอยู่ไม่แตกต่างจากกลุ่มอื่น ๆ (ภาพประกอบ 15 ฉ.)



ภาพประกอบ 15 ลักษณะพื้นผิวของวัสดุดูดย้อมปลายรากฟันแต่ละกลุ่มการศึกษาหลังจากการ
 ปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 7 วัน โดย ก. คือกลุ่มที่ 1,
 ข. คือกลุ่มที่ 2, ค. คือกลุ่มที่ 3, ง. คือกลุ่มที่ 4, จ. คือกลุ่มที่ 5 และ ฉ. คือกลุ่มที่ 6

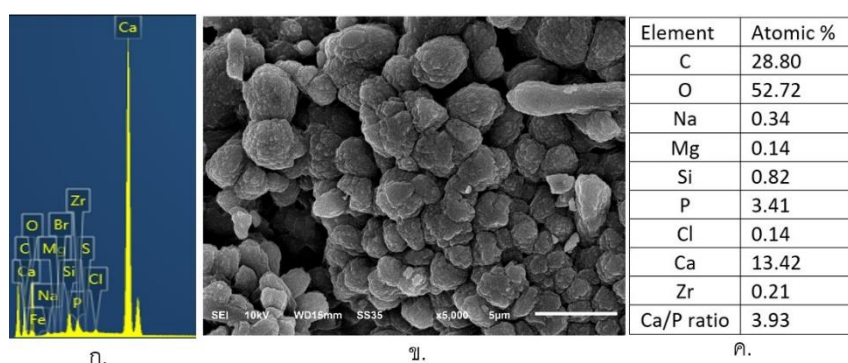
การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีของพื้นผิววัสดุอุดย่นปลายรากฟัน

หลังจากขึ้นงานแต่ละการศึกษามีการปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 7 วัน การศึกษาลักษณะโครงสร้างผลึกและวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันจะใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดร่วมกับเอกซเรย์สเปกโตรสโกปีแบบกระจายพลังงาน (EDX) พบว่ากลุ่มที่ 1 พื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก้อนกลมที่มีผลึกขนาดเล็กวางซ้อนกันลักษณะคล้ายฟู่ไม้ ผลึกเหล่านี้ประกอบไปด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน (Carbon; C) 32.69, ออกซิเจน (Oxygen; O) 52.55, โซเดียม (Sodium; Na) 0.62, แมกนีเซียม (Magnesium; Mg) 0.35, ซิลิกอน (Silicon; Si) 1.98, ฟอสฟอรัส (Phosphorus; P) 2.07, คลอรีน (Chlorine; Cl) 0.11 และแคลเซียม (Calcium; Ca) 9.63 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 4.65 ดังแสดงในภาพประกอบ 16



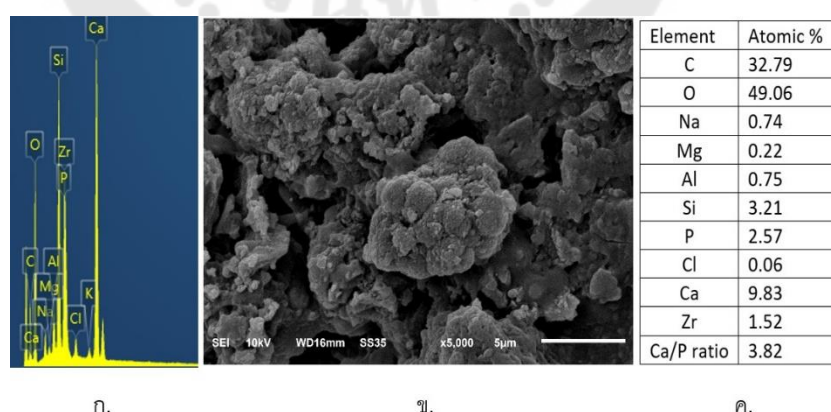
ภาพประกอบ 16 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 1 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

กลุ่มที่ 2 พบว่าพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก้อนกลมที่มีผลึกขนาดเล็กวางซ้อนกันลักษณะคล้ายฟู่ไม้ ผลึกเหล่านี้ประกอบไปด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน 28.80, ออกซิเจน 52.72, โซเดียม 0.34, แมกนีเซียม 0.14, ซิลิกอน 0.82, ฟอสฟอรัส 3.41, คลอรีน 0.14, แคลเซียม (Calcium; Ca) 13.42 และเซอร์โคเนียม (Zirconium; Zr) 0.21 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 3.93 ดังแสดงในภาพประกอบ 17



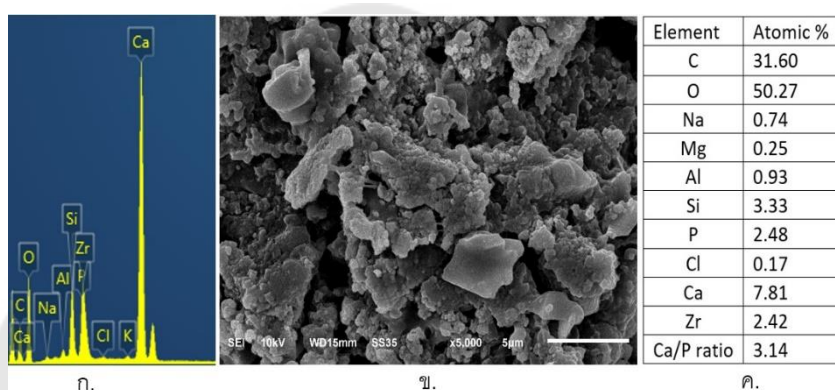
ภาพประกอบ 17 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 2 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

กลุ่มที่ 3 พบว่าพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก้อนเหลี่ยมที่มีผลึกขนาดเล็กลักษณะคล้ายดอกกะหล่ำวางปกคลุมอยู่ ผลึกเหล่านี้ประกอบได้ด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน 32.79, ออกซิเจน 49.06, ไฮโดรเจน 0.74, แมกนีเซียม 0.22, อะลูมิเนียม (Aluminium; Al) 0.75, ซิลิกอน 3.21, ฟอสฟอรัส 2.57, คลอรีน 0.06, แคลเซียม (Calcium; Ca) 9.83 และเซอร์โคเนียม 1.52 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 3.82 ดังแสดงในภาพประกอบ 18



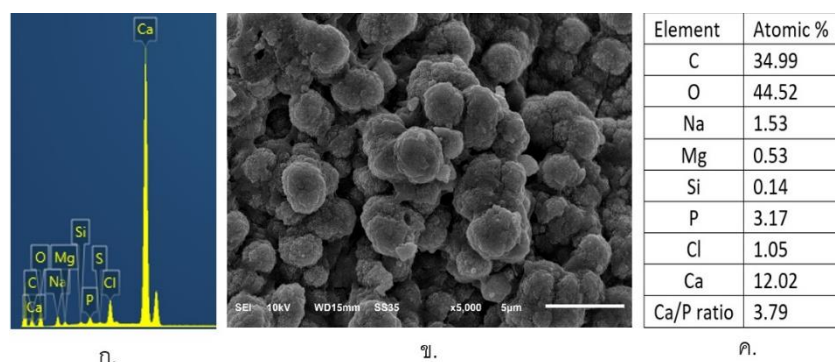
ภาพประกอบ 18 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 3 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

กลุ่มที่ 4 เรโทรเอ็มทีเอที่ไม่เคลือบเลือดบนผนังคลองรากฟันแต่สัมผัสเลือด พบว่าพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก่อนเคลือบปะปนไปกลับผลึกก่อนเคลือบที่เชื่อมกันเป็นกลุ่มก้อน ผลึกเหล่านี้ประกอบได้ด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน 31.60, ออกซิเจน 50.27, โซเดียม 0.74, แมกนีเซียม 0.25, อะลูมิเนียม (Aluminium; Al) 0.93, ซิลิกอน 3.33, ฟอสฟอรัส 2.48, คลอรีน 0.17, แคลเซียม (Calcium; Ca) 7.81 และเซอร์โคเนียม 2.42 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 3.14 ดังแสดงในภาพประกอบ 19



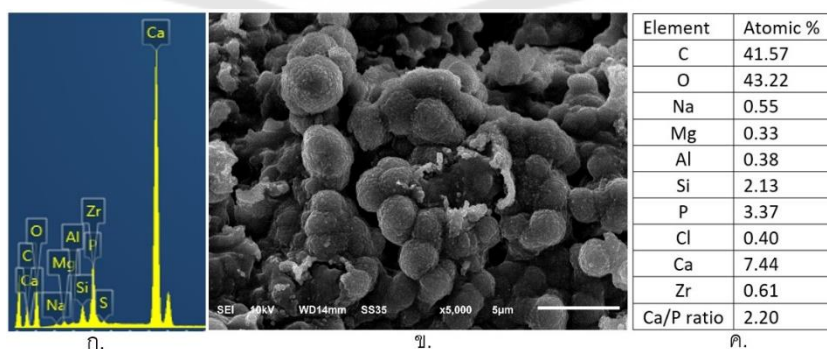
ภาพประกอบ 19 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 4 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

กลุ่มที่ 5 ไบโอเดนทินที่สัมผัสสารจำลองของเหลวในร่างกาย พบว่าพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก่อนกลบวางซ้อนกันเป็นกลุ่ม ผลึกเหล่านี้ประกอบได้ด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน 34.99, ออกซิเจน 44.52, โซเดียม 1.53, แมกนีเซียม 0.53, ซิลิกอน 0.14, ฟอสฟอรัส 3.17, คลอรีน 1.05 และ แคลเซียม (Calcium; Ca) 12.02 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 3.93 ดังแสดงในภาพประกอบ 20



ภาพประกอบ 20 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 5 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

กลุ่มที่ 6 เรโทรเอ็มทีเอทีสัมผัสสารจำลองของเหลวในร่างกาย พบว่าพื้นผิวประกอบไปด้วยผลึกก้อนกลมเชื่อมติดกัน โดยพื้นผิวของผลึกก้อนกลมมีลักษณะคล้ายฟองไม่ขนาดเล็ก ผลึกเหล่านี้ประกอบได้ด้วยธาตุต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบจากร้อยละอะตอมมิก (atomic %) ดังนี้ คาร์บอน 41.57, ออกซิเจน 43.22, ไฮโดรเจน 0.55, แมกนีเซียม 0.33, อะลูมิเนียม (Aluminium; Al) 0.38, ซิลิกอน 2.13, ฟอสฟอรัส 3.37, คลอรีน 0.40, แคลเซียม 7.44 และเซอร์โคเนียม 0.61 เมื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัส (Ca/P ratio) มีค่าเท่ากับ 2.20 ดังแสดงในภาพประกอบ 21



ภาพประกอบ 21 ผลการวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบและลักษณะโครงสร้างผลึกของกลุ่มที่ 6 ประกอบไปด้วย ก. สเปกตรัมของธาตุที่วิเคราะห์ได้ ข. ภาพโครงสร้างผลึก ค. ร้อยละอะตอมมิกของธาตุองค์ประกอบ

อภิปราย สรุปผลและข้อเสนอแนะ

หัวใจสำคัญของการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกคือคุณภาพของการอุดย้อนปลายรากฟัน โดยวัสดุอุดอุดย้อนปลายรากฟันควรมีความสามารถในการผนึกและความแนบสนิทของขอบกับผนังคลองรากฟันที่ดี เพื่อป้องกันการแทรกซึมของเชื้อจุลินทรีย์ที่อาจหลงเหลืออยู่ในคลองรากฟันออกมาสู่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน อย่างไรก็ตามมีบางการศึกษาที่มีความคิดเห็นขัดแย้งกันเกี่ยวกับความสัมพันธ์ระหว่างความแนบสนิทของขอบกับความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดอุดย้อนปลายรากฟัน บางการศึกษามีความเชื่อว่าความแนบสนิทของขอบวัสดุนั้นไม่สัมพันธ์กับความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดอุดย้อนปลายรากฟัน Orosco และคณะในปี 1990⁽⁵⁰⁾ พบว่าวัสดุที่มีการรั่วซึมน้อยที่สุดกลับไม่ได้มีความแนบสนิทของขอบที่ดีที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับการอื่น^(51, 52) แต่ในขณะที่ Torabinajad และคณะในปี 1995⁽⁵³⁾ และ Stabholz และคณะในปี 1985⁽⁵⁴⁾ พบว่าความแนบสนิทของขอบวัสดุมีความสัมพันธ์กับการรั่วซึมในวัสดุอุดอุดย้อนปลายรากฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Islam และคณะในปี 2017⁽⁵⁵⁾ ที่ทำการเปรียบเทียบการรั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) กับความแนบสนิทของขอบวัสดุระหว่างวัสดุอุดอุดย้อนปลายรากฟัน 3 ชนิด พบว่าเอมทิเอสซีขาวมีทั้งการรั่วซึมของสีและมีช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อฟันน้อยกว่าไบโอเดนทีนและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าการทดสอบความแนบสนิทของขอบวัสดุสามารถสะท้อนถึงความสามารถในการผนึกของวัสดุได้

ในการศึกษาครั้งนี้ได้จำลองหัตถการการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก โดยเลือกทำในฟันกรามน้อยล่างที่มี 1 รากและ 1 คลองรากฟันเท่านั้น เพื่อเป็นการควบคุมปัจจัยรบกวนที่อาจเกิดจากความแตกต่างของลักษณะทางกายวิภาคของคลองรากฟัน และเนื่องจากการศึกษานี้มุ่งเน้นไปที่บริเวณปลายรากฟัน เพื่อให้เกิดความรวดเร็วและเป็นไปในทางเดียวกัน จึงทำการตัดส่วนตัวฟันออกและควบคุมให้มีความยาวรากฟันเท่ากัน การขยายคลองรากฟันด้วยไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดหมุนด้วยเครื่องระบบโปรแทปเปอร์เน็กซ์ (ProTaper Next®; Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) จนถึงขนาดเอ็กซ์ 3 (X3; 30/.07) เนื่องจากหากขยายคลองรากฟันเล็กเกินไปอาจทำให้คลองรากฟันมีขนาดเล็กกว่าหรือพอดีกับหัวกรวยย้อนปลายราก (retropreparation tip) เกินไปจนทำให้ขณะกรวยย้อนปลายรากฟันอาจต้องใช้แรงในการกดหัวกรวย ซึ่งส่งผลให้เกิดรอยร้าวขนาดเล็กบนผนังคลองรากฟัน⁽⁵⁶⁻⁵⁸⁾ และอาจส่งผลต่อความเที่ยงตรงในการวัดผลการรักษาได้ หลังจากอุดคลองรากฟันเสร็จแล้วจะทำการตัดส่วนปลายรากฟัน 3 มิลลิเมตรออกไป เนื่องจากบริเวณ

ดังกล่าวมักมีลักษณะทางกายวิภาคที่ซับซ้อน ยากต่อการเข้าทำความเข้าใจอย่างทั่วถึงและอาจเป็นแหล่งสะสมของเชื้อจุลินทรีย์ ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้การรักษาคลองรากฟันล้มเหลว⁽⁵⁹⁾ Kim และ Kratchman ในปี 2006⁽⁶⁰⁾ พบว่าการตัดปลายรากฟันที่ระยะ 1, 2 และ 3 มิลลิเมตร สามารถกำจัดแขนงคลองรากฟันส่วนปลาย (apical ramifications) ได้ร้อยละ 52, 78 และ 98 ตามลำดับ และกำจัดแขนงคลองรากฟันด้านข้าง (lateral canals) ได้ร้อยละ 40, 86 และ 93 ตามลำดับ ดังนั้นจึงควรตัดปลายรากฟันออกอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร แต่อย่างไรก็ตาม ในสถานการณ์ทางคลินิกการตัดปลายรากฟันอาจต้องพิจารณาร่วมกับอัตราส่วนระหว่างตัวฟันและรากฟัน (C/R ratio) ด้วย เพราะหากตัดมากเกินไปอาจส่งผลถึงความอยู่รอดของฟัน และในกรณีที่ฟันขึ้นนั้น ๆ มีเดือยฟันที่ยาวมาก การตัดปลายรากฟันมากเกินไปจะทำให้กรวยอ่อนปลายรากฟันได้ไม่ลึก ส่งผลให้วัสดุอุดย่นปลายรากฟันสั้นไปด้วย ในการศึกษาครั้งนี้ทำการกรวยอ่อนปลายรากฟันลึก 3 มิลลิเมตรเพื่อให้มีพื้นที่สำหรับวัสดุอุดย่นปลายรากฟันอย่างเพียงพอต่อการผนึกหรือปิดกั้นการแทรกซึมของเชื้อจุลินทรีย์ Torabinajad และคณะในปี 1995⁽⁶¹⁾ ศึกษาการแพร่ผ่านของเชื้อสแตปฟีโลคอคคัส เอพิเดอร์มิติส (*Staphylococcus epidermidis*) ในวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน 4 ชนิด พบว่าเอมที่เอทีอุดหนา 3 มิลลิเมตร ไม่มีการรั่วซึมของเชื้อจุลินทรีย์ตลอดระยะเวลาการศึกษา 90 วัน แต่อย่างไรก็ตาม ในการกรวยอ่อนปลายรากฟันด้วยหัวอัลตราโซนิก ไม่ควรใช้ความแรงในการสั่นมากเกินไปหรือขณะกรอไม่ควรออกแรงกดมากเกินไป เพราะอาจทำให้เกิดรอยร้าวขึ้นในเนื้อฟัน^(56-58, 62, 63) Abedi และคณะในปี 1995⁽⁶⁴⁾ พบว่าการกรวยอ่อนปลายรากฟันด้วยหัวอัลตราโซนิกทำให้เกิดรอยร้าวในเนื้อฟันได้มากกว่าการใช้หัวกรอ ซึ่งรอยร้าวเหล่านี้ อาจเกิดการขยายขอบเขตได้ในขั้นตอนเตรียมชิ้นงานสำหรับส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

การวัดคุณภาพของการผนึกในวัสดุอุดย่นปลายรากฟันสามารถทำได้หลายวิธี เช่น วิธีการแพร่ของสี (dye penetration)^(12, 65) วิธีการแพร่ของของเหลว (fluid filtration)⁽⁶⁶⁾ วิธีการแพร่ของแบคทีเรีย (bacteria infiltration)^(61, 67) วิธีการทางเคมีไฟฟ้า (electrochemical method)⁽⁶⁸⁾ และวิธีการตามรอยด้วยไอโซโทปรังสี (radioisotopes tracer)⁽⁶⁹⁾ เป็นต้น วิธีการแพร่ของสี ถึงแม้จะได้รับความนิยมในการใช้ตรวจการรั่วซึมของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน แต่วิธีนี้มีข้อเสียคือความสามารถในการละลายตัวของสีที่ใช้ทดสอบ การถูกดูดซับของสีโดยเนื้อฟัน การสุมัดชิ้นงานเพื่อดูความลึกในการแพร่ของสีอาจไม่ได้ข้อมูลที่แท้จริง ภาวะการสูญเสียน้ำ (dehydration) อาจทำให้สีแพร่ผ่านได้ไม่ดี นอกจากนี้หากรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันมีฟองอากาศ อาจขัดขวางการแพร่ของสีได้⁽⁷⁰⁾ วิธีการแพร่ของของเหลวเป็นวิธีที่ใช้เวลาและระดับแรงดันในการทดสอบไม่แน่นอน ซึ่งอยู่ในช่วง 1-3 ชั่วโมง และ 1-2 ปาสคาล (pascal; psi) ตามลำดับ ส่วนวิธีไอโซโทปรังสี

และวิธีทางเคมีไฟฟ้าเป็นวิธีที่ซับซ้อนและการเตรียมอุปกรณ์มีความยุ่งยาก⁽⁷⁰⁾ การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดก็เป็นอีกวิธีหนึ่งที่ถูกใช้ในการศึกษาอย่างแพร่หลาย ซึ่งมีข้อดีคือ สามารถใช้กำลังขยายสูงในการประเมินช่องว่างที่เกิดขึ้น สามารถแยกขอบขอบวัสดุกับขอบเนื้อฟันได้ชัดเจน สามารถเก็บข้อมูลในรูปแบบดิจิทัล (digital form) ได้^(53, 71-74) ดังนั้นในการศึกษานี้จึงใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดในการประเมินความแนบสนิทของขอบวัสดุและลักษณะพื้นผิวของไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเอ

การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดในการศึกษาความแนบสนิทของขอบวัสดุอุดย่นปลายรากฟันนั้น มีทั้งการศึกษาที่ใช้ฟันจริง^(46, 66, 75, 76) ชีงงานจำลองด้วยเรซิน (resin replicas)^(41, 47, 51, 54, 56, 77, 78) และใช้ทั้งสองอย่างประเมินร่วมกัน^(53, 72) แต่จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าปัญหาการแตกร้าวของชีงงานมักเกิดจากขั้นตอนการเตรียมชีงงานก่อนนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ไม่ว่าจะเป็นขั้นตอนการดึงน้ำออกจากชีงงาน (dehydration) ด้วยแอลกอฮอล์หรือสารเคมีต่าง ๆ การใช้ระบบสุญญากาศสูง (high vacuum pressure) ในการถ่ายภาพ การหดขยายตัวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่เกิดขึ้นในขั้นตอนการพ่นเคลือบโลหะซึ่งปัจจัยเหล่านี้ส่งผลให้เกิดช่องว่างเทียม (artificial gap) ขึ้นระหว่างขอบวัสดุและเนื้อฟัน^(56, 61, 72, 78, 79) และจากการศึกษานำร่อง (pilot study) ได้ประสบปัญหาชีงงานแตกร้าวทั้งในส่วนเนื้อวัสดุและเนื้อฟัน ทำให้ขอบของวัสดุและเนื้อฟันแยกออกจากกัน โดยรอยร้าวดังกล่าวเกิดขึ้นจากขั้นตอนการดึงความชื้นออกจากชีงงานและการใช้ระบบความดันสุญญากาศสูง แต่เมื่อทดลองเปลี่ยนมาใช้ระบบความดันสุญญากาศต่ำ (Low vacuum pressure) กลับพบว่าชีงงานก็ยังคงมีรอยร้าวเช่นกันและนอกจากนี้การใช้ระบบความดันสุญญากาศต่ำจะให้ภาพที่มีความคมชัดน้อยกว่าระบบความดันสุญญากาศสูง ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Shipper และคณะในปี 2004⁽⁷⁹⁾ ที่ศึกษาความแนบสนิทของขอบวัสดุอุดย่นปลายรากฟันโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบสุญญากาศสูง (High vacuum SEM) เปรียบเทียบกับระบบสุญญากาศต่ำ (Low vacuum SEM) พบว่าระบบสุญญากาศต่ำ ที่ไม่ต้องมีขั้นตอนการดึงความชื้นออกจากชีงงานและไม่ต้องทำการเคลือบชีงงานด้วยโลหะ เกิดช่องว่างระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อฟันน้อยกว่าการใช้ระบบสุญญากาศสูง แต่อย่างไรก็ตาม กลุ่มที่ใช้ระบบสุญญากาศต่ำจะให้ภาพที่มีความคมชัดต่ำกว่าระบบสุญญากาศสูง หลังจากที่ไม่ประสบความสำเร็จในการใช้ทั้งระบบสุญญากาศต่ำและสูงแล้วผู้วิจัยจึงทดลองวัดผลด้วยระบบสุญญากาศระดับสภาวะแวดล้อม (Environmental SEM) ที่สามารถใช้กับชีงงานที่มีความชื้นสูงได้ พบว่าชีงงานไม่มีรอยร้าวเกิดขึ้นแต่ให้คุณภาพและความ

ละเอียดของภาพไม่แตกต่างกับระบบสแกนนิ่งด้วยแสง นอกจากนี้แล้ววิธีนี้ยังใช้เวลาในการทดสอบนานและมีค่าใช้จ่ายสูง

ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกใช้แบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินในการวัดความแนบสนิทของขอบวัสดุ ซึ่งมีหลายการศึกษาที่แนะนำให้ใช้แบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินในการศึกษาความแนบสนิทของขอบวัสดุ เพื่อลดปัญหาการเกิดช่องว่างเทียมที่อาจเกิดในขั้นตอนการเตรียมขึ้นงานก่อนนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด^(51, 53, 54, 58, 72, 76-79) นอกจากนี้แล้วการใช้แบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินยังมีข้อดีอีกประการคือ สามารถทดสอบซ้ำได้หลายครั้งโดยไม่เกิดความเสียหายต่อขึ้นงาน และแบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินสามารถลอกเลียนรายละเอียดของขึ้นงานได้อย่างเที่ยงตรงในระดับ 1-2 ไมโครเมตร⁽⁷⁸⁾ สอดคล้องกับการศึกษาของ Kerdvongbundit และคณะในปี 2004⁽⁸⁰⁾ ที่พบว่าแบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินสามารถลอกเลียนรายละเอียดของผิวเนื้อฟันได้อย่างเที่ยงตรง โดยสามารถให้รายละเอียดของท่อเนื้อฟันได้อย่างชัดเจนและลอกเลียนหยดของเหลวในท่อเนื้อฟัน (dentinal fluid droplets) ที่อยู่บนรูเปิดท่อเนื้อฟันได้อย่างครบถ้วน ซึ่งหยดของเหลวในท่อเนื้อฟันมีขนาดเพียง 5-10 ไมโครเมตรเท่านั้น เช่นเดียวกับ Gondim และคณะในปี 2002⁽⁵⁷⁾ ที่พบว่า แบบจำลองขึ้นงานด้วยเรซินสามารถให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อแข็ง (hard tissue) ได้ไม่แตกต่างกับภาพที่ได้จากฟันจริง

ในการศึกษารุ่นนี้ หลังจากวัสดุปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 7 วัน พบว่ากลุ่มที่อุดย่นปลายรากฟันด้วยไบโอเดนทินมีความแนบสนิทของขอบที่ดีกว่ากลุ่มที่อุดด้วยเรโพรเอ็มทีเอ ซึ่งผลการศึกษารุ่นนี้จะขัดแย้งกับการศึกษาของ Bansal และคณะในปี 2019⁽⁸¹⁾ ที่พบว่าไบโอเดนทินมีความแนบสนิทของขอบที่ดีที่สุดในขณะที่โพรพุธเอ็มทีเอมีความแนบสนิทของขอบที่แย่ที่สุด แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษาของ Bansal เป็นเพียงการอุดย่นปลายรากฟันและปล่อยให้วัสดุแข็งตัวภายใต้ความชื้นจากสลิชชุปน้ำหมาด ๆ เท่านั้น ไม่มีการปนเปื้อนเลือดหรือสัมผัสเลือดแต่อย่างใด ทำให้วัสดุไม่ได้รับผลกระทบจากเลือดและเป็นสถานการณ์ที่ไม่เกิดขึ้นจริงในทางคลินิก เช่นเดียวกับการศึกษาของ Bolbolian และคณะในปี 2020⁽⁸²⁾ ที่พบว่าไบโอเดนทินมีช่องว่างระหว่างวัสดุอุดย่นปลายรากฟันกับเนื้อฟันน้อยที่สุด รองลงมาคือเรโพรเอ็มทีเอและโพรพุธเอ็มทีเอ ตามลำดับ เมื่อวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติแล้วพบว่าวัสดุทั้งสามชนิดมีความแนบสนิทของขอบไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งในการศึกษาของ Bolbolian หลังจากอุดย่นปลายรากฟันแล้ว วัสดุทั้งสามชนิดไม่มีการสัมผัสเลือดหรือความชื้นใด ๆ เลยเป็นเวลา 1 สัปดาห์ ดังนั้นอาจสรุปได้ว่าในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกาย ไบโอเดนทินมีความแนบสนิทของขอบที่ดี แต่อย่างไรก็ตามใน

สถานการณ์ทางคลินิกขณะที่ทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติก การปนเปื้อนเลือดกับวัสดุอุดย้อนปลาย รากฟันเป็นสิ่งที่ไม่อาจหลีกเลี่ยงได้^(5, 12-16) การศึกษาค้นคว้านี้ให้ผลสอดคล้องกับการศึกษาของ Kim และคณะในปี 2015⁽⁸³⁾ ที่พบว่าหลังจากแช่ชิ้นงานไว้ในสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็น ระยะเวลา 4 สัปดาห์ ไบโอเดนตินมีชั้นผลิกระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อฟัน (interfacial layer) ที่บาง กว่าโพรูทเอ็มทีเอ (4.8 μm และ 14.5 μm ตามลำดับ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และมีช่องว่าง ระหว่างขอบวัสดุกับเนื้อฟันได้หลายตำแหน่ง Ghorbanzadeh และคณะในปี 2014⁽⁴¹⁾ พบว่า หลังจากวัสดุสัมผัสสารจำลองของเหลวในร่างกาย 7 วัน เรโพรเอ็มทีเอมีความแนบสนิทของขอบที่ ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับโพรูทเอ็มทีเอและออโทเอ็มทีเอ ดังนั้นอาจสรุปได้ว่าเรโพรเอ็มทีเอมี ความแนบสนิทของขอบที่ดีกว่าไบโอเดนตินในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดหรือสารจำลอง ของเหลวในร่างกาย

สาเหตุที่หลังจากปนเปื้อนเลือดแล้วเรโพรเอ็มทีเอมีความแนบสนิทของขอบที่ดีกว่าอาจ มาจากการที่เรโพรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น (initial setting time) ที่สั้นกว่า สามารถผสม และใช้งานได้ง่าย ในส่วนที่มีขนาดอนุภาคที่เล็ก จึงสามารถทำปฏิกิริยากับส่วนเหลวได้ง่ายขึ้น ซึ่ง Shah และคณะในปี 2018⁽⁸⁴⁾ รายงานว่า การที่วัสดุมีอนุภาคขนาดเล็กจะสามารถทำให้วัสดุมี ความแนบกับเนื้อฟันได้ดียิ่งขึ้น ส่วนไบโอเดนตินที่มีความแนบสนิทของขอบที่ด้อยกว่า อาจเกิด จากหลังผสมเสร็จไบโอเดนตินมีลักษณะที่ใช้งานยาก และหลังจากอุดเสร็จไบโอเดนตินมีการ สัมผัสกับเลือดทันที ทำให้วัสดุได้รับความชื้นที่มากเกินไป ซึ่งตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำคือ หลังจากที่ถูกด้วยไบโอเดนตินแล้วไม่ควรให้วัสดุสัมผัสน้ำหรือสารเหลวชนิดต่าง ๆ ในช่วงเวลา 1 ชั่วโมงเพื่อให้วัสดุก่อตัวสมบูรณ์⁽⁴⁰⁾ แสดงให้เห็นว่าความชื้นที่มากเกินไปมีผลต่อการก่อตัวของไบ โอเดนตินและส่งผลให้ไบโอเดนตินแยกออกจากเนื้อฟัน⁽⁸³⁾ หากเปรียบเทียบความแนบสนิทของ ขอบในวัสดุชนิดเดียวกันพบว่า กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดบนพื้นผิวสองด้าน คือที่ผนังคลองราก ฟันกับผิวภายนอกของวัสดุ มีแนวโน้มที่จะเกิดช่องว่างได้มากกว่ากลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดเพียง พื้นผิวด้านเดียว ซึ่งหากเลือดถูกปนเปื้อนบนผนังคลองรากฟัน จะมีผลไปขัดขวางปฏิกิริยาไฮเดร ชันของวัสดุทั้งในระยะแรกและระยะสุดท้าย ทำให้วัสดุไม่เกิดพันธะเคมีกับเนื้อฟัน^(85, 86) และการที่ เลือดไปอุดตันในท่อเนื้อฟันจะส่งผลเสียต่อการสร้างผลึกอะพาไทต์และ mineral filtration zone ระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน⁽⁷⁾ เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่ปนเปื้อนเลือดกับกลุ่มควบคุม พบว่ากลุ่ม ที่ปนเปื้อนเลือดมีแนวโน้มที่จะเกิดช่องว่างได้มากกว่ากลุ่มควบคุม ซึ่งอาจเป็นผลมาจากการที่ เลือดหรือโปรตีนในเลือดไปทำให้ปฏิกิริยาไฮเดรชันของวัสดุเกิดไม่สมบูรณ์ ส่งผลให้วัสดุก่อตัวไม่

สมบูรณ์^(6, 87) นอกจากนี้แล้วเซลล์เม็ดเลือดหรือโปรตีนในเลือด เช่น อัลบูมิน (albumin) อาจไปอุดตันท่อเนื้อฟันและทำให้เกิดช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันได้^(85, 86)

จากหลายการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเลือดมีผลกระทบต่อสมบัติด้านต่าง ๆ ของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งการเผยแผ่วัสดุอุดย่นปลายรากฟันในช่องเหลวหรือสิ่งแวดล้อมที่แตกต่างกัน จะทำให้ได้ผลการศึกษาที่แตกต่างกันออกไป บางการศึกษาวัสดุอุดย่นปลายรากฟันจะถูกเผยแผ่ต่อฟอสเฟตบัฟเฟอร์เซไลน์ (phosphate buffer saline; PBS)^(47, 88-90) บางการศึกษาเก็บฟันที่อุดย่นปลายรากแล้วไว้ในความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 (100% humidity) แต่ไม่ได้เผยแผ่ต่อสารเหลวชนิดใดเลย^(72, 73) บางการศึกษาหุ้มรากฟันด้วยผ้าก๊อชเปียกและเก็บไว้ในความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100⁽⁷⁹⁾ หรือแช่ไว้ในน้ำ⁽⁵⁸⁾ ในการศึกษาครั้งนี้เลือกที่จะใช้เลือดของมนุษย์และสารจำลองของเหลวในร่างกายในการเผยแผ่ต่อวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน เนื่องจากการใช้เลือดมนุษย์จะใกล้เคียงกับสถานการณ์จริงในทางคลินิกมากที่สุด และการใช้สารจำลองของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid; SBF) ตามสูตรของ Kokubo และ Takadama⁽⁴⁸⁾ มีข้อดีคือจะใกล้เคียงกับสภาวะในร่างกาย เพราะสารจำลองของเหลวในร่างกายมีความเข้มข้นของฟอสเฟตเท่ากับในน้ำเลือด (blood plasma) (1 mM) ในขณะที่ PBS และสารเหลวในเนื้อเยื่อแบบสังเคราะห์ (synthetic tissue fluid ; STF) มีความเข้มข้นของฟอสเฟตเท่ากับ 9-10 mM^(91, 92) และ 9.56 mM⁽⁸⁸⁾ ตามลำดับ ซึ่งจะสูงกว่าความเข้มข้นของฟอสเฟตในน้ำเลือด ดังนั้นหากการศึกษาที่ใช้สารเหลวสำหรับสัมผัสกับวัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่ไม่เหมือนกับสภาวะในร่างกาย อาจทำให้การแปลผลการศึกษาแตกต่างไปจากความเป็นจริง

ในการศึกษาครั้งนี้พบว่าลักษณะพื้นผิวของไบโอเดนตินจะประกอบไปด้วยผลึกก่อนกลมไม่พบผลึกรูปเหลี่ยม ส่วนกลุ่มเรโทรเอ็มทีเอพื้นผิวจะปรากฏผลึกรูปเหลี่ยมปะปนกลับผลึกก่อนกลม แต่ทั้งไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอจะไม่พบผลึกลักษณะคล้ายเข็มขนาดเล็กของเอทริงไกต์ ซึ่งจากการศึกษาก่อนหน้านี้ให้ผลการศึกษาที่คล้ายคลึงกัน พบว่ากลุ่มเอ็มทีเอที่สัมผัสน้ำเปล่าจะพบผลึกรูปเหลี่ยม ในขณะที่กลุ่มที่ปนเปื้อนเลือดจะพบผลึกรูปค่อนข้างกลมและไม่พบเอทริงไกต์^(16, 45) ถึงแม้ว่าเอทริงไกต์จะมีส่วนสำคัญต่อสมบัติต่าง ๆ ของเอ็มทีเอ แต่ในไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอไม่มีแคลเซียมซัลเฟต (calcium sulphate) เป็นส่วนประกอบ ทำให้ไม่สามารถพบผลึกของเอทริงไกต์ได้ เนื่องจากเอทริงไกต์เป็นผลผลิตจากปฏิกิริยาระหว่างไตรแคลเซียมอะลูมิเนตกับแคลเซียมซัลเฟต ดังนั้นการพบผลึกเอทริงไกต์อาจไม่ใช่ส่วนสำคัญในการสร้างผลึกและการก่อตัวของไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอ^(5, 15, 93) จากการศึกษาข้างต้นจะเห็นว่าเมื่อวัสดุสัมผัสเลือดจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของผลึกบนพื้นผิว โดยการเปลี่ยนแปลงนี้ได้ถูก

อธิบายไว้ว่าเกิดจากเลือดหรือซีรัมไปรบกวนปฏิกิริยาไฮเดรชันระหว่างที่วัสดุกำลังก่อตัว จึงทำให้การก่อตัวของผลึกมีหน้าตาที่เปลี่ยนแปลงไป^(16, 24) แต่อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการศึกษาใดที่อธิบายสาเหตุของการเปลี่ยนแปลงนี้ได้อย่างชัดเจน

การศึกษาครั้งนี้ พบว่าในทุกกลุ่มมีรูปพูนขนาดเล็กแทรกอยู่ระหว่างก้อนผลึกโดยทั่วไปไม่แตกต่างกัน โดยรูปพูนเหล่านี้อาจมีสาเหตุมาจากการที่วัสดุสัมผัสเลือดในขณะที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เมื่อมีความชื้น วัสดุจึงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันไปเรื่อย ๆ ทำให้มีการสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจลเพิ่มขึ้นและเกิดฟองอากาศระหว่างอนุภาคเหล่านั้น⁽⁸⁷⁾ หรืออาจเกิดจากเมื่อวัสดุสัมผัสกับเลือด โปรตีนในเลือดมีผลทำให้เกิดการกักอากาศไว้ในเนื้อวัสดุอย่างมาก ทำให้ในเนื้อวัสดุเกิดรูปพูนขึ้น Jasiczak และ Zielinski ในปี 2006⁽⁹⁴⁾ ได้ทดลองเพิ่มผงเม็ดเลือดแดงจากสัตว์ลงไป ในซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ พบว่าโปรตีนจากเลือดสัตว์มีผลทำให้ระยะเวลาก่อตัวของซีเมนต์ยาวนานขึ้น อีกทั้งยังทำให้ความหนาแน่นของซีเมนต์ลดลง เนื่องจากโปรตีนในเลือดทำให้เกิดการกักอากาศ (air entraining) ไว้ในเนื้อซีเมนต์ ส่งผลให้ในเนื้อซีเมนต์มีรูปพูนเป็นจำนวนมาก สอดคล้องกับการศึกษาของ Remadnia และคณะในปี 2009⁽⁹⁵⁾ ที่มีแนวคิดการสร้างคอนกรีตมวลเบาจากขยะพลาสติกและโปรตีนสัตว์จากขยะอาหาร โดยการทดลองเพิ่มฮีโมโกลบินของวัวลงไป ในเนื้อคอนกรีตในอัตราส่วนต่าง ๆ พบว่า ยิ่งเพิ่มปริมาณฮีโมโกลบินลงไปมาเท่าใด ยิ่งทำให้คอนกรีตมีความแข็งแรงลดลงและทำให้เนื้อวัสดุมีรูปพูนมากขึ้นเท่านั้น

ในการศึกษาครั้งนี้ การนำเลือดมนุษย์มาใช้จำเป็นต้องมีการเติมสารเฮปารินลงไปเพื่อป้องกันการแข็งตัวของเลือดในระหว่างการทดลอง ซึ่งจากการศึกษาของ Farrugia และคณะในปี 2017⁽⁹⁾ พบว่าการใช้เฮปารินไม่มีผลเสียต่อสมบัติของเอ็มทีเอ สอดคล้องกับการศึกษาของ Nekoofar และคณะในปี 2010⁽⁵⁾ ที่พบว่าเฮปารินสามารถช่วยเร่งปฏิกิริยาไฮเดรชันของเอ็มทีเอได้ แต่การใส่เฮปารินลงไป ในเลือดจะไม่มีผลเพิ่มปฏิกิริยาไฮเดรชันของวัสดุในช่วง 7 วันที่จุ่มวัสดุไว้ในเลือด

สมบัติชีวกัมมันต์ (bioactivity) หมายถึงความสามารถของวัสดุในการทำปฏิกิริยากับสารเหลวในเนื้อเยื่อโดยรอบ ทำให้เกิดการสร้างผลึกอะพาไทต์และเกิดพันธะกับเนื้อเยื่อโดยรอบ^(48, 96) ซึ่งสมบัติชีวกัมมันต์ที่ดีของวัสดุเป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงความสามารถในการผนึกและความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของวัสดุที่เหนือกว่าวัสดุชนิดอื่น โดยสมบัติชีวกัมมันต์ของวัสดุจะดูจากความสามารถในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite crystal) ซึ่งจะวัดได้จากชั้นผลึกที่ถูกสร้างขึ้นระหว่างขอบวัสดุและเนื้อฟัน (interfacial layer) โดยกลไกของการสร้างชั้นผลึกนี้จะเริ่มจากการปลดปล่อยแคลเซียมไอออน (Ca^{2+} ions) จากแคลเซียมซิลิเกตมาทำ

ปฏิกิริยากับฟอสเฟตจากเนื้อฟันหรือสารเหลวในเนื้อเยื่อในระหว่างและหลังวัสดุก่อตัว ทำให้มีการสร้างแคลเซียมฟอสเฟตอสัญฐาน (Amorphous Calcium Phosphate; ACP และเปลี่ยนไปเป็นผลึกอะพาไทต์ในที่สุด⁽⁹¹⁾ ซึ่งการมีชั้นผลึกอะพาไทต์จำนวนมากบนผิวของวัสดุจะส่งเสริมให้เกิดการดูดซับโปรตีนและสร้างชั้นโปรตีนเป็นที่ยึดเกาะของเซลล์สร้างกระดูก (osteoblast)^(97, 98) นอกจากนี้แล้วการสร้างผลึกอะพาไทต์บริเวณพื้นผิวระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ จะส่งเสริมให้วัสดุมีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อและมีความสามารถในการผนึกที่ดียิ่งขึ้น^(88, 99)

การวิเคราะห์หองค์ประกอบทางเคมีด้วยเอกซเรย์สเปกโตรสโคปีแบบกระจายพลังงาน (EDX) เป็นการวิเคราะห์กึ่งเชิงปริมาณ (semi-quantitative) ที่วัดปริมาณร้อยละอะตอมมิคของธาตุองค์ประกอบบนพื้นผิวของวัสดุเพื่อคาดคะเนสมบัติชีวเคมีของวัสดุ ในการศึกษาครั้งนี้ หลังจากวัสดุอุดย่นปลายรากฟันในแต่ละกลุ่มถูกสัมผัสด้วยเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 7 วัน พบว่าทุกกลุ่มยังมีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสที่สูงกว่า 1.67 โดยกลุ่มที่ 1 และ 3 เป็นกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดพื้นผิวสองด้าน มีค่า Ca/P ratio สูงกว่ากลุ่มที่ 2 และ 4 ที่มีการปนเปื้อนเลือดแค่บริเวณผิววัสดุภายนอก ซึ่งค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสที่สูงอาจมาจากแคลเซียมที่ถูกปลดปล่อยมาจากวัสดุอุดย่นปลายรากฟันมีปริมาณมาก แต่ฟอสฟอรัสที่ปลดปล่อยมาจากเนื้อฟันมีปริมาณต่ำ ซึ่งอาจถูกขัดขวางโดยเลือดหรือองค์ประกอบจากเลือดที่ไปอุดตันในท่อเนื้อฟันหรือแทรกอยู่ช่องว่างระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ จึงส่งผลให้ปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมและฟอสฟอรัสไม่เป็นไปตามปกติ⁽⁷⁾ Gandolfi และคณะในปี 2013⁽¹⁰⁰⁾ รายงานว่า ค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสที่สูงบ่งบอกได้ว่าบนพื้นผิวของวัสดุมีการสร้างแคลเซียมฟอสเฟตเพียงชั้นบางๆ เท่านั้นหรือไม่มีการสร้างเลย หรืออาจมีการตกตะกอนของแคลเซียมคาร์บอเนตแทน ซึ่งการที่จะเกิดการตกตะกอนของสารชนิดใดนั้นขึ้นอยู่กับว่าระหว่างปฏิกิริยาไฮดรอกซิลคาร์บอเนตไอออน (CO₃ ion) หรือฟอสเฟตไอออน (PO₄ ion) ไปแทนที่ไฮดรอกซิลไอออน (OH⁻) ในแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ถ้าเป็นฟอสเฟตไอออนจะเกิดการตกตะกอนแคลเซียมฟอสเฟต แต่ถ้าเป็นคาร์บอเนตไอออน จะเกิดการตกตะกอนของแคลเซียมคาร์บอเนต⁽¹⁰¹⁾ ซึ่งการปรากฏของแคลเซียมคาร์บอเนตเป็นผลมาจากปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมไฮดรอกไซด์กับคาร์บอนไดออกไซด์ โดยในการศึกษาครั้งนี้คาดว่าจะมาจากเลือดที่ใช้ในการปนเปื้อนชิ้นงาน แต่อย่างไรก็ตามการตกตะกอนของแคลเซียมคาร์บอเนตบนพื้นผิวของวัสดุก็เป็นข้อบ่งชี้การมีสมบัติชีวเคมีของวัสดุทำให้วัสดุสามารถสร้างพันธะกับกระดูกรอบปลายรากฟันได้

ในการศึกษาครั้งนี้ ทั้งกลุ่มไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอยังมีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสเฟตไม่ใกล้เคียงผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ในช่วงระยะเวลา 7 วัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษา

ของ Thanavibul และคณะในปี 2019⁽¹⁰²⁾ ที่พบว่า ณ วันที่ 7 ของการศึกษา ไบโอดีเดนทีนที่มีและไม่มีป็นเป็อนเลือดจะมีค่า Ca/P ratio เท่ากับ 6.32 และ 4.99 ตามลำดับ ซึ่งสูงกว่าค่า Stoichiometric hydroxyapatite เมื่อยืนยันผลด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction; XRD) ก็พบว่า ณ วันที่ 7 ยังไม่พบการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ แต่หากวิเคราะห์ผลในช่วงเวลา 14 และ 28 วัน พบว่าทั้งสองกลุ่มมีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสเฟตค่อย ๆ ลดลงจนมีค่าใกล้เคียงกับค่า Stoichiometric hydroxyapatite ซึ่งจากผลวิเคราะห์ XRD แสดงให้เห็นว่าไบโอดีเดนทีนที่ป็นเป็อนเลือดจะพบการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ช้ากว่า (วันที่ 28) ไบโอดีเดนทีนที่ไม่ป็นเป็อนเลือด (ณ วันที่ 14 และ 28) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Gandolfi และคณะในปี 2013⁽¹⁰⁰⁾ ที่พบว่า ณ วันที่ 7 ทั้งไบโอดีเดนทีนและเอ็มทีเอทีแซในสารจำลองของเหลวในร่างกาย จะมีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสเฟตเท่ากับ 10.82 และ 4.58 ตามลำดับ ซึ่ง ณ วันที่ 28 จะมีค่าอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสเฟตลดลงจนใกล้เคียงกับค่า Stoichiometric hydroxyapatite (2.5 และ 1.4 ตามลำดับ) Nekoofar และคณะในปี 2011⁽¹⁵⁾ รายงานว่าหลังจาก 4 วัน เอ็มทีเอทีที่มีการป็นเป็อนเลือดจะไม่พบการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งอาจเป็นผลมาจากช่วงเวลาที่วัสดุเผยผิวดูดซับเลือดสั้นเกินไปเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาอื่นที่ใช้ระยะเวลาศึกษาที่นานกว่า^(89, 91, 99) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาพบว่าการตกตะกอนของผลึกสามารถเกิดขึ้นได้ภายในชั่วโมงแรกหลังจากวัสดุแช่ในสารเหลวในร่างกายแบบสังเคราะห์⁽¹⁰³⁾ แต่อย่างไรก็ตาม การตกตะกอนและสร้างผลึกบนพื้นผิวของวัสดุจนสมบูรณ์อาจต้องใช้เวลาที่นานขึ้น^(88, 103, 104)

จากผลการวิเคราะห์ EDX ในการศึกษาครั้งนี้ กลุ่มไบโอดีเดนทีนป็นเป็อนเลือดหรือสารจำลองของเหลวในร่างกาย มีปริมาณร้อยละอะตอมของซิลิกอน (Si) ที่น้อยกว่ากลุ่มเรโพรเอ็มทีเอ โดยมีการศึกษาก่อนหน้านี้รายงานว่า ในไบโอดีเดนทีนที่ป็นเป็อนเลือดมีร้อยละอะตอมของซิลิกอนที่ต่ำกว่าไบโอดีเดนทีนที่ไม่ป็นเป็อนเลือด ซึ่งอาจเป็นไปได้ว่าเลือดอาจไปขัดขวางซิลิกอนบนพื้นผิวของวัสดุในระหว่างปฏิกิริยาไฮเดรชัน จึงส่งผลให้กลุ่มที่ป็นเป็อนเลือดมีการสร้างผลึกอะพาไทต์ที่ช้า นอกจากนี้แล้วกลุ่มที่ไม่ป็นเป็อนเลือดจะมีการปลดปล่อยซิลิกอนไอออนได้มากกว่ากลุ่มที่ป็นเป็อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งเป็นไปได้ว่าเลือดอาจมีผลทำให้การปลดปล่อยของซิลิกอนไอออนลดลงและมีผลไปยับยั้งการก่อตัวของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจล (C-S-H gel) บนพื้นผิวของไบโอดีเดนทีน⁽¹⁰²⁾ การปรากฏของซิลิกอนมีความสำคัญต่อสมบัติชีวเคมีของวัสดุ เนื่องจากซิลิกอนไอออนมีหน้าในการส่งเสริมการสร้างเนื้อเยื่อแข็งในช่วงก่อนการสะสมแร่ธาตุของกระดูก (early bone calcification) กระตุ้นการเจริญของเซลล์ออสติโอเบลาสต์ (osteoblast) และไปยับยั้ง

การสร้างเซลล์ออสติโอคลาสต์ (osteoclastogenesis) ซึ่งเป็นการส่งเสริมให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อรอบปลายราก (105-107)

สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาครั้งนี้สามารถสรุปได้ว่า

ผลของการปนเปื้อนเลือดบนเคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สองชนิดทำให้มีความแนบสนิทของขอบและลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน โดยการปนเปื้อนเลือดบนพื้นผิวสองด้านส่งผลเสียต่อความแนบสนิทของขอบและสมบัติชีวกลัมมันต์ได้มากกว่าการปนเปื้อนเลือดบนพื้นผิวเพียงด้านเดียว

ข้อเสนอแนะ

เนื่องด้วยข้อจำกัดของการศึกษาในครั้งนี้ทำให้การเปรียบเทียบความแนบสนิทของขอบวัสดุและการศึกษาสมบัติชีวกลัมมันต์ของวัสดุอุดอุดยอนปลายรากฟันสามารถทำได้แค่ระยะเวลา 7 วัน การศึกษาในอนาคตอาจต้องเพิ่มระยะเวลาในการศึกษาเป็นหลายช่วงเวลามากขึ้น เพื่อให้เห็นการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ในช่วงเวลาอื่นและเพื่อศึกษาขนาดของช่องว่างที่เปลี่ยนแปลงไปอีกทั้งในการศึกษาครั้งนี้ดูการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เพียงข้อมูลจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและค่าอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมกับฟอสเฟตเท่านั้น การศึกษาในอนาคตอาจต้องยืนยันผลด้วย XRD และศึกษารูปร่าง โครงสร้างของผลึกด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องผ่าน (TEM) เพื่อให้เห็นรูปร่างของผลึกที่ชัดเจนและแปลผลได้แม่นยำมากขึ้น

บรรณานุกรม

1. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. Journal of endodontics. 1993;19(12):591-5.
2. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. Journal of endodontics. 1995;21(7):349-53.
3. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. Journal of endodontics. 1995;21(8):403-6.
4. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Cytotoxicity of four root end filling materials. Journal of endodontics. 1995;21(10):489-92.
5. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. International endodontic journal. 2010;43(9):782-91.
6. Akcay H, Arslan H, Akcay M, Mese M, Sahin NN. Evaluation of the bond strength of root-end placed mineral trioxide aggregate and Biodentine in the absence/presence of blood contamination. European journal of dentistry. 2016;10(3):370-5.
7. Ashofteh Yazdi K, Bolhari B, Sabetmoghaddam T, Meraji N, Kharazifard MJ. Effect of Blood Exposure on Push-Out Bond Strength of Four Calcium Silicate Based Cements. Iranian endodontic journal. 2017;12(2):196-200.
8. Bhagya A, Shetty K, Satish S, Patil A, Gowda B, Reza K. Effect of blood contamination on the push-out bond strength of four endodontic root perforation repair materials: An *in vitro* study. International Journal of Oral Care and Research. 2018;6(3):27-30.
9. Farrugia C, Baca P, Camilleri J, Arias Moliz MT. Antimicrobial activity of ProRoot MTA in contact with blood. Scientific reports. 2017;7:41359.
10. Jang Y-E, Lee B-N, Koh J-T, Park Y-J, Joo N-E, Chang H-S, et al. Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. Restorative dentistry & endodontics. 2014;39(2):89-94.

11. Choi Y, Park SJ, Lee SH, Hwang YC, Yu MK, Min KS. Biological effects and washout resistance of a newly developed fast-setting pozzolan cement. *Journal of endodontics*. 2013;39(4):467-72.
12. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: Effects of blood contamination. *Journal of endodontics*. 1994;20(4):159-63.
13. Mathew L, Kini S, Acharya S, Kamath S, Menezes N, Rao S. A comparative evaluation of the microleakage of blood-contaminated mineral trioxide aggregate and Biodentine as root-end filling materials: An *in vitro* study. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2016;6(1):19-24.
14. Sasaki S, Kimura Y, Imai H, Sato Y, Kamada A, Kurumada F, et al. Effects of Blood Contamination on Sealing Ability and Microhardness of Mineral Trioxide Aggregate Used as a Root-end Filling Material. *The Japanese Journal of Conservative Dentistry*. 2013;56(3):200-7.
15. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2011;44(11):1011-8.
16. Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2010;43(10):849-58.
17. Tang HM, Torabinejad M, Kettering JD. Leakage evaluation of root end filling materials using endotoxin. *Journal of endodontics*. 2002;28(1):5-7.
18. Gomes-Filho JE, de Moraes Costa MM, Cintra LT, Duarte PC, Takamiya AS, Lodi CS, et al. Evaluation of rat alveolar bone response to Angelus MTA or experimental light-cured mineral trioxide aggregate using fluorochromes. *Journal of endodontics*. 2011;37(2):250-4.
19. Young JF. Portland Cements. In: Buschow KHJ, Cahn RW, Flemings MC, Ilschner B, Kramer EJ, Mahajan S, et al., editors. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*. Oxford: Elsevier; 2001. p. 7768-73.

20. Dammaschke T, Gerth HU, Zuchner H, Schafer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(8):731-8.
21. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2007;40(6):462-70.
22. Belobrov I, Parashos P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):1017-20.
23. Kim Y, Kim S, Shin YS, Jung IY, Lee SJ. Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):536-40.
24. Tingey MC, Bush P, Levine MS. Analysis of Mineral Trioxide Aggregate Surface when Set in the Presence of Fetal Bovine Serum. *Journal of endodontics*. 2008;34(1):45-9.
25. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2017;8(2):e12195.
26. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Hakkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *Journal of endodontics*. 2013;39(4):478-83.
27. Perard M, Le Clerc J, Watrin T, Meary F, Perez F, Tricot-Doleux S, et al. Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2013;24(6):1527-34.
28. Yousef M, Abuzeid S, Alothmani O. Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate: An Analysis of Solubility, pH Changes and Leaching Elements. *Life Science Journal*. 2015;12(4):1097-8135.
29. Hiremath GS, Kulkarni RD, Naik BD. Evaluation of minimal inhibitory concentration of two new materials using tube dilution method: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2015;18(2):159-62.
30. Alzraikat H, Taha N, Salameh A. A comparison of physical and mechanical properties of Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. 2016;4(2):121-6.
31. Ajas A, Anulekh B, Sakkir N, Thaha K, J Mary V. Comparative Evaluation of Sealing

Ability of Biodentine and White MTA-Angelus as Furcation Repair Materials: A Dye Extraction Study. 2018;6(1):54-7.

32. Nabeel M, Tawfik HM, Abu-Seida AMA, Elgendy AA. Sealing ability of Biodentine versus ProRoot mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. The Saudi Dental Journal. 2019;31(1):16-22.

33. Chhapparwal S, Ballal N, Menezes N, Kamath S. Effect of chelating agents on sealing ability of Biodentine and mineral trioxide aggregate. Saudi Endodontic Journal. 2017;7(1):16-22.

34. Solanki NP, Venkappa KK, Shah NC. Biocompatibility and sealing ability of mineral trioxide aggregate and biodentine as root-end filling material: A systematic review. J Conserv Dent. 2018;21(1):10-5.

35. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? Endodontic Topics. 2015;32(1):47-85.

36. Souza LCd, Yadlapati M, Dorn SO, Silva R, Letra A. Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. Journal of Applied Oral Science. 2015;23(4):383-9.

37. Chung CJ, Kim E, Song M, Park JW, Shin SJ. Effects of two fast-setting calcium-silicate cements on cell viability and angiogenic factor release in human pulp-derived cells. Odontology. 2016;104(2):143-51.

38. Pornamazeh T, Yadegari Z, Ghasemi A, Sheykh-Al-Eslamian SM, Shojaeian S. In Vitro Cytotoxicity and Setting Time Assessment of Calcium-Enriched Mixture Cement, Retro Mineral Trioxide Aggregate and Mineral Trioxide Aggregate. Iranian endodontic journal. 2017;12(4):488-92.

39. Khedmat S, Aminipor M, Pourhajibagher M, Kharazifar MJ, Bahador A. Comparison of Antibacterial Activities of ProRoot MTA, OrthoMTA, and RetroMTA Against Three Anaerobic Endodontic Bacteria. J Dent (Tehran). 2018;15(5):294-9.

40. Ustun Y, Topcuoglu HS, Akpek F, Aslan T. The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. Journal of oral science.

2015;57(3):185-90.

41. Ghorbanzadeh A, Shokouhinejad N, Fathi B, Raoof M, Khoshkhounejad M. An In Vitro Comparison of Marginal Adaptation of MTA and MTA-Like Materials in the Presence of PBS at One-Week and Two-Month Intervals. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(5):560-8.
42. Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Mokhtari Zonouzi HR, Nosrat A, Nekoofar MH, et al. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restor Dent Endod*. 2013;38(3):128-33.
43. Marquezan FK, Kopper PMP, Dullius A, Ardenghi DM, Grazziotin-Soares R. Effect of Blood Contamination on The Push-Out Bond Strength of Calcium Silicate Cements. *Brazilian dental journal*. 2018;29(2):189-94.
44. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *Journal of endodontics*. 2006;32(5):421-4.
45. Salem Milani A, Rahimi S, Froughreyhani M, Vahid Pakdel M. Effect of Blood Contamination on Marginal Adaptation and Surface Microstructure of Mineral Trioxide Aggregate: A SEM Study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2013;7(3):157-63.
46. Xavier CB, Weismann R, de Oliveira MG, Demarco FF, Pozza DH. Root-end filling materials: apical microleakage and marginal adaptation. *Journal of endodontics*. 2005;31(7):539-42.
47. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Ashoftehyazdi K, Zahraee S, Khoshkhounejad M. Marginal adaptation of new bioceramic materials and mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscopy study. *Iranian endodontic journal*. 2014;9(2):144-8.
48. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*. 2006;27:2907-15.
49. Wang L, Nancollas GH. Calcium orthophosphates: crystallization and dissolution. *Chem Rev*. 2008;108(11):4628-69.
50. Orosco FA, Bramante CM, Garcia RB, Bernardineli N, de Moraes IG. Sealing ability, marginal adaptation and their correlation using three root-end filling materials as apical plugs. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18(2):127-34.

51. Costa AT, Post LK, Xavier CB, Weber JB, Gerhardt-Oliveira M. Marginal adaptation and microleakage of five root-end filling materials: an in vitro study. *Minerva stomatologica*. 2008;57(6):295-300.
52. Abdal AK, Retief DH. The apical seal via the retrosurgical approach. I.A. preliminary study. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1982;53(6):614-21.
53. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *Journal of endodontics*. 1995;21(6):295-9.
54. Stabholz A, Friedman S, Abed J. Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *Journal of endodontics*. 1985;11(5):218-23.
55. Islam AAE-AA, Amro AAR, Abeer AE-G. Microleakage and marginal adaptation of three root-end filling materials: an in vitro study. *Endodontic Pratices Today*. 2017;11(3):191-6.
56. Bolhari B, Ashofteh Yazdi K, Sharifi F, Pirmoazen S. Comparative Scanning Electron Microscopic Study of the Marginal Adaptation of Four Root-End Filling Materials in Presence and Absence of Blood. *J Dent (Tehran)*. 2015;12(3):226-34.
57. Gondim E, Jr., Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Effect of sonic and ultrasonic retrograde cavity preparation on the integrity of root apices of freshly extracted human teeth: scanning electron microscopy analysis. *Journal of endodontics*. 2002;28(9):646-50.
58. Gondim E, Zaia AA, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *International endodontic journal*. 2003;36(7):491-9.
59. Gutmann JL, Pitt Ford TR. Management of the resected root end: a clinical review. *International endodontic journal*. 1993;26(5):273-83.
60. Kim S, Kratchman S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review. *Journal of endodontics*. 2006;32(7):601-23.
61. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of endodontics*.

1995;21(3):109-12.

62. Layton CA, Marshall JG, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *Journal of endodontics*. 1996;22(4):157-60.

63. Saunders WP, Saunders EM, Gutmann JL. Ultrasonic root-end preparation, Part 2. Microleakage of EBA root-end fillings. *International endodontic journal*. 1994;27(6):325-9.

64. Abedi HR, Van Mierlo BL, Wilder-Smith P, Torabinejad M. Effects of ultrasonic root-end cavity preparation on the root apex. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1995;80(2):207-13.

65. Holt GM, Dumsha TC. Leakage of amalgam, composite, and Super-EBA, compared with a new retrofill material: bone cement. *Journal of endodontics*. 2000;26(1):29-31.

66. Kucukkaya Eren S, Gorduysus MO, Sahin C. Sealing ability and adaptation of root-end filling materials in cavities prepared with different techniques. *Microscopy research and technique*. 2017;80(7):756-62.

67. Mangin C, Yesilsoy C, Nissan R, Stevens R. The comparative sealing ability of hydroxyapatite cement, mineral trioxide aggregate, and super ethoxybenzoic acid as root-end filling materials. *Journal of endodontics*. 2003;29(4):261-4.

68. Martell B, Chandler NP. Electrical and dye leakage comparison of three root-end restorative materials. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2002;33(1):30-4.

69. Gogna R, Jagadis S, Shashikal K. A comparative in vitro study of microleakage by a radioactive isotope and compressive strength of three nanofilled composite resin restorations. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2011;14(2):128-31.

70. Sheetal M, Amit P, Dhairyasheel E, Amit C, Abhijit P, Rahul RS. Methodologies for assessing root canal sealing: a review. *International Journal of Oral Care and Research*. 2015;3(3):55-8.

71. Al-Fouzan K, Al-Garawi Z, Al-Hezaimi K, Javed F, Al-Shalan T, Rotstein I. Effect of acid etching on marginal adaptation of mineral trioxide aggregate to apical dentin: microcomputed tomography and scanning electron microscopy analysis. *International*

journal of oral science. 2012;4(4):202-7.

72. Badr AE. Marginal adaptation and cytotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. *Journal of endodontics*. 2010;36(6):1056-60.

73. Bidar M, Moradi S, Jafarzadeh H, Bidad S. Comparative SEM study of the marginal adaptation of white and grey MTA and Portland cement. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2007;33(1):2-6.

74. Rosa RA, Santini MF, Heiden K, Só BB, Kuga MC, Pereira JR, et al. SEM evaluation of the interface between filling and root-end filling materials. *Scanning*. 2014;36(2):252-7.

75. Chittoni SB, Martini T, Wagner MH, Da Rosa RA, Cavenago BC, Duarte MA, et al. Back-scattered electron imaging for leakage analysis of four retrofilling materials. *Microscopy research and technique*. 2012;75(6):796-800.

76. Oliveira HF, Gonçalves Alencar AH, Poli Figueiredo JA, Guedes OA, de Almeida Decurcio D, Estrela C. Evaluation of marginal adaptation of root-end filling materials using scanning electron microscopy. *Iranian endodontic journal*. 2013;8(4):182-6.

77. Costa AT, Konrath F, Dedavid B, Weber JBB, de Oliveira MG. Marginal adaptation of root-end filling materials: an in vitro study with teeth and replicas. *The journal of contemporary dental practice*. 2009;10(2):75-82.

78. Gandolfi MG, Sauro S, Mannocci F, Watson TF, Zanna S, Capoferri M, et al. New tetrasilicate cements as retrograde filling material: an in vitro study on fluid penetration. *Journal of endodontics*. 2007;33(6):742-5.

79. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *International endodontic journal*. 2004;37(5):325-36.

80. Kerdvongbundit V, Thiradilok S, Vongsavan N, Matthews B. The use of the replica technique to record fluid emerging from exposed dentine. *Archives of oral biology*. 2004;49(8):613-9.

81. Bansal R, Bansal M, Matta MS, Walia S, Kaur B, Sharma N. Evaluation of Marginal

Adaptation of MTA, Biodentine, and MTA Plus as Root-End Filling Materials—An SEM Study. *Dental Journal of Advance Studies*. 2019;7(1):6-11.

82. Bolbolian M, Mostafaei F, Faegh S. Evaluation of the Marginal Adaptation of ProRoot MTA, Biodentine, and RetroMTA as Root-end Filling Materials. *Dental Hypotheses*. 2020;11(4):97-102.

83. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *Journal of dentistry*. 2015;43(2):241-7.

84. Shah DK, Sanap- Tandale A, Aggarwal S, Borse S, Borse N, A N. Sealing ability of root end filling materials — a systematic review. *Int J Recent Sci Res*. 2018;9(3):25386-90.

85. Adl A, Sobhnamayan F, Sadatshojaee N, Azadeh N. Effect of blood contamination on the push-out bond strength of two endodontic biomaterials. *Journal of Restorative Dentistry*. 2016;4(2):59-63.

86. Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, et al. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *Journal of endodontics*. 2013;39(5):697-700.

87. Chang SW. Chemical characteristics of mineral trioxide aggregate and its hydration reaction. *Restor Dent Endod*. 2012;37(4):188-93.

88. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 2005;31(2):97-100.

89. Parirokh M, Askarifard S, Mansouri S, Haghdooost AA, Raoof M, Torabinejad M. Effect of phosphate buffer saline on coronal leakage of mineral trioxide aggregate. *Journal of oral science*. 2009;51(2):187-91.

90. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *Journal of endodontics*. 2007;33(11):1347-51.

91. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a

phosphate-containing fluid. *Journal of endodontics*. 2009;35(5):731-6.

92. Gandolfi MG, Ciapetti G, Taddei P, Perut F, Tinti A, Cardoso MV, et al. Apatite formation on bioactive calcium-silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(10):974-92.

93. Nekoofar MH, Aseeley Z, Dummer PM. The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2010;43(4):312-20.

94. Jasiczak J, Zielinski K. Effect of protein additive on properties of mortar. *Cement and Concrete Composites*. 2006;28(5):451-7.

95. Remadnia A, Dheilly RM, Laidoudi B, Quéneudec M. Use of animal proteins as foaming agent in cementitious concrete composites manufactured with recycled PET aggregates. *Construction and Building Materials*. 2009;23(10):3118-23.

96. Chen CC, Ho CC, David Chen CH, Wang WC, Ding SJ. In vitro bioactivity and biocompatibility of dicalcium silicate cements for endodontic use. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1554-7.

97. Porter AE. Nanoscale characterization of the interface between bone and hydroxyapatite implants and the effect of silicon on bone apposition. *Micron (Oxford, England : 1993)*. 2006;37(8):681-8.

98. Porter AE, Botelho CM, Lopes MA, Santos JD, Best SM, Bonfield W. Ultrastructural comparison of dissolution and apatite precipitation on hydroxyapatite and silicon-substituted hydroxyapatite in vitro and in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2004;69A(4):670-9.

99. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *Journal of endodontics*. 2006;32(5):425-8.

100. Gandolfi MG, Siboni F, Polimeni A, Bossù M, Riccitiello F, Rengo S, et al. In Vitro Screening of the Apatite-Forming Ability, Biointeractivity and Physical Properties of a Tricalcium Silicate Material for Endodontics and Restorative Dentistry. *Dentistry Journal*. 2013;1(4):41-60.

101. Moinzadeh AT, Aznar Portoles C, Schembri Wismayer P, Camilleri J. Bioactivity Potential of EndoSequence BC RRM Putty. *Journal of endodontics*. 2016;42(4):615-21.
102. Thanavibul N, Panichuttra A, Ratisoontorn C. Effects of Blood Contamination on Apatite Formation, pH and Ion Release of Three Calcium Silicate-based Materials. *Journal of the Dental Association of Thailand*. 2019;69(3):324-33.
103. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *Journal of endodontics*. 2010;36(2):286-91.
104. Han L, Okiji T, Okawa S. Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids. *Dental materials journal*. 2010;29(5):512-7.
105. Maeno S, Niki Y, Matsumoto H, Morioka H, Yatabe T, Funayama A, et al. The effect of calcium ion concentration on osteoblast viability, proliferation and differentiation in monolayer and 3D culture. *Biomaterials*. 2005;26(23):4847-55.
106. Carlisle EM. Silicon: A Possible Factor in Bone Calcification. *Science (New York, NY)*. 1970;167(3916):279.
107. Tian J, Qi W, Zhang Y, Glogauer M, Wang Y, Lai Z, et al. Bioaggregate Inhibits Osteoclast Differentiation, Fusion, and Bone Resorption In Vitro. *Journal of endodontics*. 2015;41(9):1500-6.



ตาราง 1 วิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลความกว้างช่องว่างด้วยสถิติ Kolmogorov-Smirnov test

Test of Normality			
Kolmogorov-Smirnov test ^a			
	Statistic	df	Sig.
Gap width	.243	60	.000

a = Lilliefors Significance Correction

ตาราง 2 ค่าเฉลี่ยความกว้างช่องว่างระหว่างวัสดุอุดยึดอันปลายรากกับเนื้อฟัน

กลุ่ม	1	2	3	4	5	6
Mean	8.55	4.20	0.51	0.26	3.49	0.54
SD	5.88	3.32	0.70	0.48	2.40	0.90
Mean± SD	2.67- 14.42	0.88-7.52	-0.19 - 1.21	-0.22 - 0.73	1.09 – 5.88	-0.36- 1.43

ตาราง 3 วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความกว้างช่องว่างด้วยสถิติ Friedman test

Test Statistic ^a	
N	10
Chi-Square	35.139
Df	5
Asymp Sig	.000

^a = Friedman test

ตาราง 4 การเปรียบเทียบพหุคูณ

Post Hoc Test (Tukey HSD)

Multiple comparisons						
(I)	(J)	Mean Difference	Std. Error	Sig	95% Confidence	
GROUP	GROUP	(I-J)			Interval	
					Lower	Upper
					Bound	Bound
1	2	4.348883*	1.326924	.021*	.42851	8.26925
	3	8.038600*	1.326924	.000*	4.11823	11.95897
	4	8.291700*	1.326924	.000*	4.37133	12.21207
	5	5.061000*	1.326924	.005*	1.14063	8.98137
	6	8.010300*	1.326924	.000*	4.08993	11.93067
2	1	-4.348883*	1.326924	.021*	-8.26925	-.42851
	3	3.689717	1.326924	.076	-.23065	7.61009
	4	3.942817*	1.326924	.048*	.02245	7.86319
	5	.712117	1.326924	.994	-3.20825	4.63249
	6	3.661417	1.326924	.080	-.25895	7.58179
3	1	-8.038600*	1.326924	.000*	-11.95897	-4.11823
	2	-3.689717	1.326924	.076	-7.61009	.23065
	4	.253100	1.326924	1.000	-3.66727	4.17347
	5	-2.977600	1.326924	.235	-6.89797	.94277
	6	-.028300	1.326924	1.000	-3.94867	3.89207
4	1	-8.291700*	1.326924	.000*	-12.21207	-4.37133
	2	-3.942817*	1.326924	.048*	-7.86319	-.02245
	3	-.253100	1.326924	1.000	-4.17347	3.66727
	5	-3.230700	1.326924	.163	-7.15107	.68967
	6	-.281400	1.326924	1.000	-4.20177	3.63897

ตาราง 4 (ต่อ)

(I) GROUP	(J) GROUP	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig	95% Confidence Interval	
					Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
5	1	-5.061000*	1.326924	.005*	-8.98137	-1.14063
	2	-.712117	1.326924	.994	-4.63249	3.20825
	3	2.977600	1.326924	.235	-.94277	6.89797
	4	3.230700	1.326924	.163	-.68967	7.15107
	6	2.949300	1.326924	.245	-.97107	6.86967
6	1	-8.010300*	1.326924	.000*	-11.93067	-4.08993
	2	-3.661417	1.326924	.080	-7.58179	.25895
	3	.028300	1.326924	1.000	-3.89207	3.94867
	4	.281400	1.326924	1.000	-3.63897	4.20177
	5	-2.949300	1.326924	.245	-6.86967	.97107

ตาราง 5 วิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลความยาวช่องว่างด้วยสถิติ Kolmogorov-Smirnov test

Test of Normality			
Kolmogorov-Smirnov test ^a			
	Statistic	df	Sig.
Gap Length	.315	60	.000

a = Lilliefors Significance Correction

ตาราง 6 ค่าเฉลี่ยความยาวช่องว่างระหว่างวัสดุอุดที่ยึดแน่นปลายรากกับเนื้อฟัน

กลุ่ม	1	2	3	4	5	6
Mean	128.28	73.35	37.03	20.35	60.26	13.90
SD	69.50	82.19	51.81	35.18	53.63	22.85
Mean± SD	58.78 - 197.78	-8.84 - 155.54	-14.78 - 88.83	-14.83 - 55.53	6.64 - 113.89	-8.95 - 36.74

ตาราง 7 วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความกว้างช่องว่างด้วยสถิติ Friedman test

Test Statistic ^a	
N	10
Chi-Square	35.139
Df	5
Asymp. Sig.	.000

^a = Friedman test

ตาราง 8 การเปรียบเทียบพหุคูณ

Post Hoc Test (Tukey HSD)

Multiple comparisons						
(I)	(J)	Mean Difference	Std. Error	Sig	95% Confidence	
GROUP	GROUP	(I-J)			Interval	
					Lower	Upper
					Bound	Bound
1	2	54.92950	25.10297	.260	-19.2367	129.0957
	3	91.25350*	25.10297	.008*	17.0873	165.4197
	4	107.93110*	25.10297	.001*	33.7649	182.0973
	5	68.01610	25.10297	.090	-6.1501	142.1823
	6	114.38430*	25.10297	.000*	40.2181	188.5505
2	1	-54.92950	25.10297	.260	-129.0957	19.2367
	3	36.32400	25.10297	.699	-37.8422	110.4902
	4	53.00160	25.10297	.297	-21.1646	127.1678
	5	13.08660	25.10297	.995	-61.0796	87.2528
	6	59.45480	25.10297	.186	-14.7114	133.6210
3	1	-91.25350*	25.10297	.008*	-165.4197	-17.0873
	2	-36.32400	25.10297	.699	-110.4902	37.8422
	4	16.67760	25.10297	.985	-57.4886	90.8438
	5	-23.23740	25.10297	.938	-97.4036	50.9288
	6	23.13080	25.10297	.939	-51.0354	97.2970
4	1	-107.93110*	25.10297	.001*	-182.0973	-33.7649
	2	-53.00160	25.10297	.297	-127.1678	21.1646
	3	-16.67760	25.10297	.985	-90.8438	57.4886
	5	-39.91500	25.10297	.609	-114.0812	34.2512
	6	6.45320	25.10297	1.000	-67.7130	80.6194

ตาราง 8 (ต่อ)

(I) GROUP	(J) GROUP	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig	95% Confidence Interval	
					Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
5	1	-68.01610	25.10297	.090	-142.1823	6.1501
	2	-13.08660	25.10297	.995	-87.2528	61.0796
	3	23.23740	25.10297	.938	-50.9288	97.4036
	4	39.91500	25.10297	.609	-34.2512	114.0812
	6	46.36820	25.10297	.445	-27.7980	120.5344
6	1	-114.38430*	25.10297	.000*	-188.5505	-40.2181
	2	-59.45480	25.10297	.186	-133.6210	14.7114
	3	-23.13080	25.10297	.939	-97.2970	51.0354
	4	-6.45320	25.10297	1.000	-80.6194	67.7130
	5	-46.36820	25.10297	.445	-120.5344	27.7980

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ภานุมาศ วันเปื้อ
วัน เดือน ปี เกิด	21 พฤษภาคม 2529
สถานที่เกิด	จังหวัดพะเยา ประเทศไทย
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2554 ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จาก มหาวิทยาลัยนเรศวร พ.ศ. 2564 วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขา ทันตกรรมคลินิก จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	บ้านเลขที่ 221 หมู่ 9 ถนนพะเยา-ป่าแดด ตำบลห้วยแก้ว อำเภอภูกามยาว จังหวัดพะเยา รหัสไปรษณีย์ 56000

