



ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด  
ในแบบจำลองรูทะลุช่องรากฟัน

EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON DISLODGMET RESISTANCE  
OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS  
IN FURCATION PERFORATION MODELS

อารยา คลอวุฒินันท์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2564

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติลิกेटซีเมนต์สามชนิด  
ในแบบจำลองกระดูกงูมรากฟัน



อารยา คลอวุฒินันท์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON DISLODGMET RESISTANCE  
OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS  
IN FURCATION PERFORATION MODELS



ARRAYA CLAWVUTHINAN

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

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2021

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติลเกตซีเมนต์สามชนิด

ในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟัน

ของ

อารยา คลอวุฒินันท์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ชินาลย์ ปิยะชน)

..... ประธาน  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.อุทัยวรรณ  
อารยะตระกูลลิขิต)

..... กรรมการ  
(อาจารย์ ดร.ทพญ.จารุมา ศักดิ์ดี)

ชื่อเรื่อง	ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์สามชนิด ในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟัน
ผู้วิจัย	อารยา คลอวุฒินันท์
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2564
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ. ชินาลัย ปิยะชน

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์สามชนิดในสภาวะที่มีและไม่มีกรปนเปื้อนเลือด โดยทำการศึกษาในฟันกรามแท้ของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 48 ซี่ ทำให้เกิดรูทะลุบริเวณกึ่งกลางง่ามรากฟันขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 มิลลิเมตร ความลึก 2 มิลลิเมตร แบ่งตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่มแบบสุ่ม คือกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดและกลุ่มที่ไม่มีกรปนเปื้อนเลือด หลังจากนั้นแต่ละกลุ่มจะแบ่งออกเป็นกลุ่มย่อย 3 กลุ่ม ตามชนิดของวัสดุที่ทดสอบ ได้แก่ ไวท์โปรรูเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดนำมาทำให้เกิดการปนเปื้อนเลือดบริเวณรูทะลุก่อนอุดวัสดุลงไป กลุ่มที่ไม่มีกรปนเปื้อนเลือดจะเปลี่ยนจากการใส่เลือดเป็นใส่น้ำเกลือแทน เก็บตัวอย่างในสภาวะอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน ก่อนนำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกด้วยเครื่องทดสอบสากล บันทึกค่าและนำข้อมูลมาวิเคราะห์โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซีแคค ศึกษารูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดโดยแบ่งฟันออกเป็นสองส่วนตามแนวตั้งฉากกับพื้นโพรงฟันและศึกษาพื้นผิวโดยใช้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรมกำลังขยาย 25 เท่า ผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีกรปนเปื้อนเลือดของไบโอเดนทินสูงกว่าไวท์โปรรูเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไวท์โปรรูเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดวัสดุทั้งสามชนิดมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสภาวะที่ไม่มีกรปนเปื้อนเลือด ส่วนรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดพบความล้มเหลวแบบผสมมากที่สุดและไม่พบความล้มเหลวแบบยึดติด จากการศึกษาดังกล่าวการปนเปื้อนเลือดในขณะอุดซอมรูทะลุบริเวณง่ามรากฟันมีผลให้ความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดลดลง โดยไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุมากกว่าไวท์โปรรูเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ

คำสำคัญ : การปนเปื้อนเลือด, รูทะลุง่ามรากฟัน, ความต้านทานการหลุดออก, ไวท์โปรรูเอ็มทีเอ, เรโทรเอ็มทีเอ, ไบโอเดนทิน

Title EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON DISLODGE-  
MENT RESISTANCE  
OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS  
IN FURCATION PERFORATION MODELS

Author ARRAYA CLAWVUTHINAN

Degree MASTER OF SCIENCE

Academic Year 2021

Thesis Advisor Assistant Professor Chinalai Piyachon

The objective of this study is to compare the dislodgement resistance of three calcium silicate cements in the presence and absence of blood contamination. The study was performed on 48 extracted human permanent molar teeth, by creating a furcation perforation in the center of the pulpal floor, 1.3mm in diameter and 2mm deep. The samples were randomly divided into two groups: the blood-contaminated and the uncontaminated group. Each group was divided into three subgroups based on the type of material tested: White ProRoot MTA, Biodentine, and Retro MTA. In the blood-contaminated group, the walls of the perforated area were contaminated with blood before being filled with material, while the uncontaminated group was rinsed with saline. The samples were stored in the incubator at 37°C with 100% relative humidity for seven days before testing. The push-out bond strength was determined with a universal testing machine. The values were recorded and the data were analyzed using two-way ANOVA and post-hoc Sidak test. A failure pattern was examined and the samples were divided into two sections in the vertical direction and evaluated the surface using a dental operating microscope at 25x magnification. The results showed that the dislodgement resistance of Biodentine, in the presence and absence of blood contamination, was significantly higher than White ProRoot MTA and Retro MTA. White ProRoot MTA and Retro MTA showed no significant difference in terms of dislodgement resistance. In the presence of blood contamination, the dislodgement resistance of the three materials were significantly lower compared to the absence of blood contamination. Most failure patterns were mixed failure, while adhesive failure was not found. This study concluded that blood contamination, during the reparation of furcation perforation, reduced the dislodgement resistance of the three calcium silicate cements. Biodentine had higher dislodgement resistance than White ProRoot MTA and Retro MTA.

Keyword : blood contamination furcation perforation dislodgement resistance White ProRoot MTA Biodentine Retro MTA

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือจากอาจารย์และบุคลากรหลายท่าน ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ. ชินาลัย ปิยะชน อาจารย์ที่ปรึกษาหลักและอาจารย์ทันตแพทย์หญิง กุลนันท์ ดำรงวุฒิ ที่กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำและแนวทางการแก้ปัญหาอันเป็นประโยชน์ในการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ให้สำเร็จลุล่วงไปได้

ขอกราบขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ผู้ช่วยคลินิกบัณฑิตศึกษาภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ สำหรับการเอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำวิจัย และเจ้าหน้าที่ประจำภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ที่คอยอำนวยความสะดวกและดำเนินการด้านเอกสาร

ขอกราบขอบพระคุณนายศิริพงศ์ ตั้งประเสริฐกิจ และนางสาวพัชรณัฐ ศรีพอ เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒสำหรับคำแนะนำและความช่วยเหลือในการใช้เครื่องมือในการทำวิจัย

และสุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และเพื่อนๆ ทุกคน ที่คอยให้การสนับสนุนให้กำลังใจ และใช้ความช่วยเหลือมาโดยตลอด ทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

อารยา คลอวุฒินันท์

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ .....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง .....	1
คำถามของงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย .....	3
ความมุ่งหมายของงานวิจัย.....	4
ขอบเขตของการวิจัย .....	4
ตัวแปรที่ศึกษา .....	4
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	4
กรอบแนวคิดในงานวิจัย .....	5
สมมุติฐานในการวิจัย .....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
แคลเซียมซิติลิกेटซีเมนต์.....	6
1. มินอรัลไทรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ .....	6
2. ไบโอดีนทีน .....	9
3. เรโพรเอ็มทีเอ .....	11



การซ่อมมู่ทะลูรากพื้นด้วยวัสดุเคลือบซีเมนต์.....	13
ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อเคลือบซีเมนต์.....	15
1. ความทนแรงอัดของวัสดุ.....	15
2. ความสามารถในการฉีกของวัสดุ.....	16
3. ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ.....	17
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	19
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	19
การคำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่าง.....	20
การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง.....	20
การเตรียมพื้นที่ใช้ในการทดลอง.....	20
การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการทดลองและการปนเปื้อนเลือด.....	21
การทดสอบความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ.....	23
วิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลว (failure patterns) ของการยึดติด.....	25
การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติที่ใช้วิเคราะห์.....	25
บทที่ 4 ผลการศึกษา.....	26
การทดสอบความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ.....	26
รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด.....	28
บทที่ 5 สรุปผลการศึกษา อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	29
สรุปผลการศึกษา.....	29
อภิปรายผล.....	29
ข้อเสนอแนะ.....	35
บรรณานุกรม.....	36
ภาคผนวก.....	44

ประวัติผู้เขียน.....45



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 ส่วนประกอบของเกรย์เอ็มทีเอและไวท์เอ็มทีเอ.....	8
ตาราง 2 ส่วนประกอบของไบโอเดนทีน.....	10
ตาราง 3 ส่วนประกอบของเวโทรเอ็มทีเอ .....	12
ตาราง 4 ค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ.....	26
ตาราง 5 ชนิดรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด .....	28



## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย .....	5
ภาพประกอบ 2 ก. เกรย์เอ็่มทีเอหรือโปรรูทเอ็่มทีเอ ข. ไวท์เอ็่มทีเอหรือไวท์โปรรูทเอ็่มทีเอ (30) ....	7
ภาพประกอบ 3 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (Optical micrograph) ลูกศรสีดำชี้ชั้น เชื่อมต่อก (interfacial layer) ระหว่างพื้นผิวของเนื้อฟันและเอ็่มทีเอ .....	9
ภาพประกอบ 4 ไบโอดেন্টิน (37) .....	9
ภาพประกอบ 5 เรโทรเอ็่มทีเอ (44) .....	11
ภาพประกอบ 6 ลักษณะของแบบจำลอง .....	21
ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง.....	22
ภาพประกอบ 8 ภาพรังสีภายหลังการอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน ก . หลังอุดซ่อมด้วยไวท์โปรรูท เอ็่มทีเอ ข. หลังอุดซ่อมด้วยไบโอดেন্টิน ค. หลังอุดซ่อมด้วยเรโทรเอ็่มทีเอ .....	23
ภาพประกอบ 9 การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล .....	24
ภาพประกอบ 10 สมการคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (22).....	24
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจำแนกตามการมี หรือไม่มีการปนเปื้อนเลือด .....	27
ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจำแนกตามชนิด ของวัสดุ.....	27
ภาพประกอบ 13 รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด ก. ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น ข. ความ ล้มเหลวแบบผสม.....	28

## บทที่ 1

### บทนำ

#### ภูมิหลัง

รูทะลุรากฟัน (root perforation) คือการเกิดช่องทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟัน (root canal system) และพื้นผิวภายนอกฟัน (external tooth surface) สาเหตุอาจเกิดจากการมีพยาธิสภาพต่างๆ เช่น ฟันผุขนาดใหญ่หรือการละลายของรากฟัน (root resorption) หรือเกิดจากการกระทำของทันตแพทย์ (iatrogenic) โดยสามารถเกิดขึ้นในระหว่างหรือหลังขั้นตอนการรักษาคลองรากฟัน เช่น การเปิดทางเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในฟัน (access opening) การหารูเปิดคลองรากฟัน (canal orifices) การเตรียมคลองรากฟัน (root canal preparation) และการกรอเตรียมเดือยฟัน (post space preparation) เป็นต้น (1, 2) การเกิดรูทะลุรากฟันเป็นสาเหตุหนึ่งของความล้มเหลวในการรักษาคลองรากฟันและอาจนำไปสู่การถอนฟันในอนาคต (3)

การเกิดรูทะลุง่ามรากฟัน (furcation perforation) มักมีการพยากรณ์โรคไม่ดีเนื่องจากตำแหน่งที่เกิดรูทะลุอยู่ใกล้กับระดับสันกระดูกเบ้าฟัน (crestal bone) และเยื่อบุผิวเชื่อมต่อกับ (epithelial attachment) ซึ่งตำแหน่งนี้ใกล้กับร่องเหงือกจึงทำให้เกิดการปนเปื้อนของแบคทีเรีย (bacteria) ในช่องปากมายังบริเวณที่เกิดรูทะลุได้ อาจนำไปสู่การทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์ (periodontal tissues) และสูญเสียกระดูกบริเวณนั้น (4, 5) ซึ่งการซ่อมแซมรูทะลุบริเวณดังกล่าวด้วยวัสดุบูรณะในทันทีที่ตรวจพบอาจช่วยให้การพยากรณ์โรคดีขึ้นเนื่องจากการป้องกันไม่ให้เกิดการอักเสบลุกลามไปยังเนื้อเยื่อปริทันต์ต่อไป (5) โดยวัสดุที่ใช้ซ่อมรูทะลุควรมีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความคงตัว ไม่ละลายง่าย มีความทึบรังสี มีการฉีกที่ดี (3) นอกจากนี้คุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันคือ ความต้านทานการหลุดออก (dislodgement resistance) เพื่อวัสดุจะสามารถยึดติดกับผนังคลองรากฟันและคงอยู่ในตำแหน่งเดิมได้แม้ได้รับแรงบูรณะจากด้านบน (6, 7) โดยความแข็งแรงพันธะ (bond strength) ระหว่างวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันและเนื้อฟันเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้วัสดุมีความต้านทานการหลุดออกเมื่อได้รับแรงกระทำ

ในอดีตวัสดุที่มักใช้ซ่อมรูทะลุรากฟัน ได้แก่ อะมัลกัม (amalgam) ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลซีเมนต์ (zinc oxide eugenol cement) แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) กลาสไอออนโอมเมอร์ซีเมนต์ (glass-ionomer cement) ไออาร์เอ็ม (IRM) คอมโพสิตเรซิน (composite resin) และซูเปอร์อีบีเอ (super EBA) วัสดุเหล่านี้มีคุณสมบัติบางประการที่ไม่เหมาะในการซ่อมรูทะลุ

รากฟัน (8) ต่อมามีการพัฒนามิเนอร์อัลไดรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregate; MTA) ขึ้นมาในปี 1993 (9) ปัจจุบันวางจำหน่ายในชื่อไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA, Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa OK, USA) โดยเอ็มทีเอเป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement) จัดอยู่ในวัสดุเซรามิกชีวภาพ (bioceramics) ที่มีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) สูง เอ็มทีเอมีคุณสมบัติที่ดีหลายประการเหนือวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันในอดีตทั้งมีความสามารถในการผนึก (sealing ability) ที่ดีกว่า มีความแนบสนิทสูง (8, 10) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและไม่กระตุ้นให้เกิดการอักเสบ (11, 12) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาทางคลินิกที่พบว่าซ่อมรูทะลุ รากฟันด้วยเอ็มทีเอประสบความสำเร็จการรักษาสูงและผู้ป่วยไม่มีอาการหลังการซ่อมรูทะลุ (13-16) นับว่าเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่เหมาะสมในการซ่อมรูทะลุรากฟัน

ถึงแม้ว่าเอ็มทีเอจะเป็นวัสดุทางเลือกในการซ่อมรูทะลุรากฟัน แต่มีข้อด้อยคือระยะเวลาการก่อตัว (setting time) ที่นาน ใช้งานยาก และทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน (17) ปัจจุบันจึงได้มีการพัฒนาวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ขึ้นมาโดยปรับปรุงข้อด้อยดังกล่าว แต่ยังคงคุณสมบัติที่ดีของเอ็มทีเอ ได้แก่ ไบโอเดนทีน (Biodentine®, Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France) เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีส่วนประกอบหลักคล้ายกับเอ็มทีเอ แต่มีการใส่แคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride; CaCl<sub>2</sub>) ซึ่งเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาลงไปในส่วนของเหลว ทำให้วัสดุมีเวลาการก่อตัวที่เร็วขึ้นโดยมีเวลาการก่อตัวอยู่ที่ 10-12 นาที (18) เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®, BioMTA, Seoul, Korea) เป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดหนึ่ง ซึ่งมีส่วนประกอบแตกต่างจากเอ็มทีเอโดยส่วนประกอบหลักคือ แคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) ซึ่งมีอนุภาคขนาดเล็กทำให้เกิดปฏิกิริยากับส่วนของน้ำได้ง่าย รวมทั้งทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาอีกทางหนึ่ง จึงทำให้เรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวที่สั้นเพียง 180 วินาที (19) วัสดุเหล่านี้อาจเป็นวัสดุทางเลือกหนึ่งที่ใช้ซ่อมรูทะลุ รากฟันนอกเหนือจากเอ็มทีเอ

อย่างไรก็ตามในระหว่างการซ่อมรูทะลุรากฟันอาจมีการปนเปื้อนเลือดได้ ซึ่งการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลเสียต่อคุณสมบัติหลายประการของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เช่น ความทนแรงอัด (compressive strength) (20) ความสามารถในการผนึก (21) และส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลง โดยสามารถส่งผลกระทบแม้แต่แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีการปรับปรุงสมบัติแล้วอย่างไบโอเดนทีนและเรโทรเอ็มทีเอ Vanderweel และคณะ (3) และ Rahimi และคณะ (22) พบว่าเมื่อใช้เอ็มทีเอเป็นวัสดุซ่อมรูทะลุ รากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดขณะที่อุดวัสดุจะส่งผลทำให้ความต้านทานการหลุดออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญ Adl และคณะ (23) กล่าว

ว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดจะทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินลดลง แต่พบว่ายังมีการศึกษาที่ขัดแย้ง Singla และคณะ (24) พบว่าไบโอเดนทินที่อุดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดมีความต้านทานการหลุดออกมากกว่าไบโอเดนทินที่อุดในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด แต่ Aggarwal และคณะ (25) พบว่าการปนเปื้อนเลือดไม่ได้ทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินเปลี่ยนไป

จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่สามารถสรุปได้ว่าการปนเปื้อนเลือดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ขณะที่อุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน ส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกเปลี่ยนแปลงไปอย่างไร โดยยังมีผลที่ขัดแย้งกันและมีการศึกษาไม่มาก ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ได้แก่ เอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอเมื่อนำมาใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน

#### คำถามของงานวิจัย

การใช้แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดในการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเมื่อเปรียบเทียบกับในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุแตกต่างกันหรือไม่

#### ความสำคัญของการวิจัย

การจัดการรูทะลุบริเวณง่ามรากฟันทำโดยการอุดซ่อมรูทะลุด้วยวัสดุที่เหมาะสม ซึ่งในระหว่างขั้นตอนการอุดซ่อมอาจมีความเป็นไปได้ที่จะมีการปนเปื้อนเลือดเข้ามาในบริเวณรูทะลุขณะอุดวัสดุ ถึงแม้ว่าเอ็มทีเอจะเป็นวัสดุที่เหมาะสมในการเป็นวัสดุอุดซ่อมรูทะลุและมีอัตราความสำเร็จในการรักษาสูง แต่การปนเปื้อนเลือดขณะที่มีการอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วย เอ็มทีเออาจส่งผลต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ ซึ่งถือเป็นคุณสมบัติที่สำคัญเนื่องจากเมื่ออุดซ่อมบริเวณง่ามรากฟันจะมีโอกาสที่วัสดุจะได้รับแรงกดจากการบวมของวัสดุอื่นด้านบน

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ชนิดอื่นที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติให้ดีกว่าเอ็มทีเอ เช่น ไบโอเดนทิน เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดขณะอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเปลี่ยนไปเช่นกัน โดยยังมีผลการศึกษาที่ขัดแย้งอยู่ซึ่งมีการกล่าวว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินลดลง เพิ่มขึ้นหรือไม่แตกต่างจากสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด นอกจากนี้ยังมีแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดคือ เรโทรเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีระยะเวลาในการก่อตัวที่สั้นกว่าวัสดุทั้งสองชนิดมาก และพบว่าการศึกษาที่นำเรโทรเอ็มทีเอมาอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดยังมีไม่มากนัก การศึกษาในครั้งนี้จึงมีความ

สนใจเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิติเลตซีเมนต์สามชนิด ได้แก่ เอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ โดยจำลองสภาวะที่มีการปนเปื้อนของเลือดระหว่างที่อุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน เพื่อประเมินผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทั้งสามชนิด โดยคาดหวังว่าผลการศึกษาในครั้งนี้จะเป็นแนวทางในการเลือกวัสดุซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเพื่อการใช้งานทางคลินิกต่อไป ซึ่งการศึกษาก่อนการซ่อมรูทะลุในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟันเป็นแบบจำลองที่สามารถควบคุมตัวแปรต่างๆ ได้ดีกว่าบริเวณอื่น โดยผลการศึกษายังสามารถนำไปเทียบเคียงกับการเกิดรูทะลุบริเวณอื่น

### ความมุ่งหมายของงานวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด

### ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองซึ่งทำในฟันมนุษย์ที่ถูกถอน โดยจำลองสถานการณ์การอุดซ่อมรูทะลุบริเวณง่ามฟันด้วยวัสดุเอ็มทีเอ ไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเอ ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

ตัวแปรที่ศึกษา

#### 1. ตัวแปรอิสระ

- 1.1 วัสดุซ่อมรูทะลุสามชนิด ได้แก่ เอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ
- 1.2 สภาวะการปนเปื้อนเลือดของวัสดุซ่อมรูทะลุสามชนิดระหว่างที่อุดซ่อม

#### 2. ตัวแปรตาม

ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุซ่อมรูทะลุราก

### นิยามศัพท์เฉพาะ

1. รูทะลุง่ามรากฟัน (furcation perforation) หมายถึงช่องทางที่เชื่อมต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและพื้นผิวภายนอกฟันซึ่งเกิดขึ้นบริเวณพื้นโพรงฟัน (floor of pulp chamber) ของฟันหลายราก

2. เซรามิกชีวภาพ (bioceramics) หมายถึงวัสดุที่มีองค์ประกอบของเซรามิก (ceramics) หรือออกไซด์ของโลหะ (metal oxides) เช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) และแคลเซียม

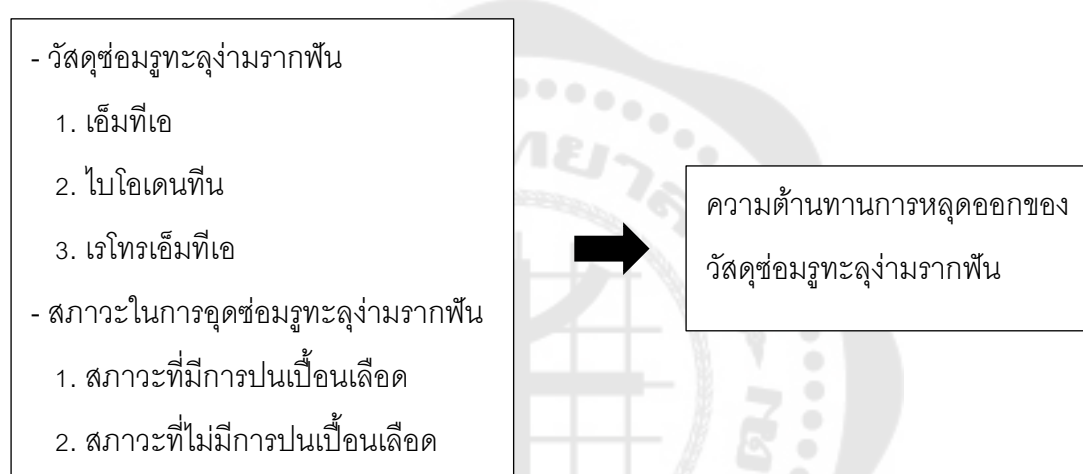


ซิลิเกตซีเมนต์ เป็นต้น วัสดุเหล่านี้มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อภายในร่างกายและมีการนำมาใช้หลายหลายทั้งในทางการแพทย์และทางทันตกรรม

3. ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ (dislodgement resistance) หมายถึงความสามารถของวัสดุในการต้านทานการเคลื่อนหลุดออกจากตำแหน่งเดิมเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำ

4. ความแข็งแรงพันธะ (bond strength) หมายถึง ความแข็งแรงในการยึดติดของวัสดุ

### กรอบแนวคิดในงานวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย

### สมมุติฐานในการวิจัย

สมมุติฐานหลัก (H0): การใช้เอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอในการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเมื่อเปรียบเทียบกับในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุไม่แตกต่างกัน

สมมุติฐานรอง (H1): การใช้เอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอในการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเมื่อเปรียบเทียบกับในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุอย่างน้อยหนึ่งกลุ่มที่แตกต่างกัน

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ถือเป็นวัสดุที่จัดอยู่ในกลุ่มของไบโอเซรามิกส์ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อภายในร่างกาย สามารถกระตุ้นการสร้างหรือการยึดเกาะกับเนื้อเยื่อได้ จึงได้มีการนำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์หรือทางทันตกรรมโดยใช้เป็นวัสดุทดแทนเนื้อเยื่อต่างๆ ที่สูญเสียไปภายในร่างกาย (26) ตัวอย่างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ใช้ในทางทันตกรรมได้แก่

#### 1. มินอรัลไตรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่นำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์เป็นชนิดแรก คือ มินอรัลไตรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ ถูกพัฒนาขึ้นตั้งแต่ปี ค.ศ. 1993 โดย Torabinejad และคณะที่มหาวิทยาลัยโลมาลินดา (Loma Linda University) ได้รับการรับรองจากองค์การอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกาหรือเอฟดีเอ (United States Food and Drug Administration; FDA) ในปี ค.ศ. 1998 (27) วัตถุประสงค์หลักของการพัฒนาเอ็มทีเอขึ้นมาคือใช้เป็นวัสดุปิดทางเชื่อมต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและช่องปาก (oral cavity) เช่น การอุดย่นปลายรากฟันและการซ่อมรูทะลุรากฟัน (8, 9) เนื่องจากคุณสมบัติที่ดีหลายประการ ได้แก่ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพสูง มีฤทธิ์ในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ (antimicrobial activity) มีการละลายตัว (solubility) ต่ำ มีความสามารถในการผนึก (sealing ability) ที่ดี รวมถึงสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งได้ จึงได้มีการนำเอ็มทีเอมาใช้งานอย่างหลากหลาย เช่น เป็นวัสดุปิดเนื้อเยื่อในโพรงฟัน (pulp capping) การทำพัลโพโตมี (pulpotomy) ใช้เป็นวัสดุสร้างแนวกันปิดปลายราก (apical barrier) สำหรับฟันปลายรากเปิด (MTA apexification) หรือใช้ในงานรีเจนเนอเรทีฟเอ็นโดดอนติกส์ (regenerative endodontics) เป็นต้น

เอ็มทีเอได้รับการพัฒนามาจากพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (Portland cement) ดังนั้นจึงมีส่วนประกอบหลักคล้ายกันแต่แตกต่างกันที่เอ็มทีเอได้รับการพัฒนาโดยถูกนำไปผ่านกระบวนการทำให้บริสุทธิ์มากขึ้น มีขนาดของอนุภาคเล็กกว่า และมีการกำจัดสารปนเปื้อนอื่นๆ รวมทั้งโลหะหนัก เช่น โครเมียม (Cr) ทองแดง (Cu) สารหนู (As) แมงกานีส (Mn) และสตรอนเชียม (Sr) เป็นต้น จึงเป็นเหตุให้เอ็มทีเอมีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อน้อยกว่าพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (28) นอกจากนี้เอ็มทีเอยังมีปริมาณของอะลูมิเนียม (Al) น้อยกว่าและมียิปซัม (gypsum;  $\text{CaSO}_4$ ) เป็นส่วนประกอบทำให้มีระยะเวลาก่อตัวที่นานขึ้น (29)

เอนิเมทไอโอประกอบด้วย ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium Silicate;  $(\text{CaO})_3\cdot\text{SiO}_2$ ) ไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate;  $(\text{CaO})_2\cdot\text{SiO}_2$ ) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate;  $(\text{CaO})_3\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$ ) เตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ (tetracalcium aluminoferrite;  $(\text{CaO})_4\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) บิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide;  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) (27) วางจำหน่ายในชื่อของโปรรูทเอนิเมทไอ (ProRoot MTA) โดยเริ่มแรกถูกผลิตออกมาในรูปแบบเกรย์เอนิเมทไอ (Grey MTA) เนื่องจากวัสดุมีสีคล้ำจึงพบว่าสามารถทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้ ต่อมาในปี 2002 จึงมีการพัฒนาไวท์เอนิเมทไอ (White MTA) ขึ้นมาวางจำหน่ายในรูปแบบของไวท์โปรรูทเอนิเมทไอ (White ProRoot MTA) (26)



ก.

ข.

ภาพประกอบ 2 ก. เกรย์เอนิเมทไอหรือโปรรูทเอนิเมทไอ ข. ไวท์เอนิเมทไอหรือไวท์โปรรูทเอนิเมทไอ (30)

ไวท์เอนิเมทไอมีปริมาณของสารประกอบออกไซด์ (oxide) ของโลหะ ได้แก่ อะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminum oxide;  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) แมกนีเซียออกไซด์ (magnesium oxide;  $\text{MgO}$ ) และไอรอนออกไซด์ (iron oxide;  $\text{FeO}$ ) ที่น้อยกว่าเกรย์เอนิเมทไอ ทำให้ลดการเกิดสารประกอบเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้ฟันเปลี่ยนสี (31, 32) แต่อย่างไรก็ตามไวท์เอนิเมทไอก็สามารถทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้เช่นเดียวกัน เนื่องจากไวท์เอนิเมทไอมีบิสมัทออกไซด์เป็นสารที่บรังสีซึ่งบิสมัทออกไซด์เป็นส่วนประกอบสำคัญที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน (33, 34)

ตาราง 1 ส่วนประกอบของเกรย์เอ็มทีเอและไวท์เอ็มทีเอ

ชื่อทางการค้า	ผู้ผลิต	ส่วนประกอบ
ProRoot MTA (Grey MTA)	Dentsply Tulsa	ส่วนผง : tricalcium silicate, dicalcium silicate, bismuth oxide, tricalcium aluminate, gypsum, calcium aluminoferrite ส่วนน้ำ : water
White ProRoot MTA (White MTA)	Dentsply Tulsa	ส่วนผง : tricalcium silicate, dicalcium silicate, bismuth oxide, tricalcium aluminate, gypsum ส่วนเหลว : water

เอ็มทีเอจะก่อตัวในสภาวะที่มีความชื้น โดยมีน้ำเป็นส่วนสำคัญในการก่อตัว เรียกปฏิกิริยาการก่อตัวนี้ว่า ปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration) วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จะก่อตัวโดยอาศัยปฏิกิริยานี้เป็นหลัก โดยมีปฏิกิริยาที่สำคัญคือ เกิดปฏิกิริยาระหว่างไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตกับน้ำทำให้เกิดผลผลิตเป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (calcium silicate hydrate; C-S-H) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) ดังปฏิกิริยาที่ 1 และ 2 (26)

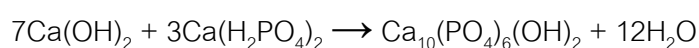
ปฏิกิริยาที่ 1 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต



ปฏิกิริยาที่ 2 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกต

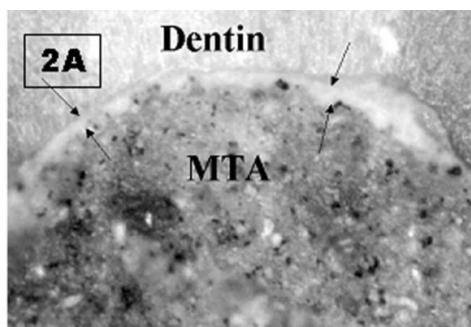


ปฏิกิริยาที่ 3 ปฏิกิริยาการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์



ผลจากการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันจะเกิดเป็นแคลเซียมไอออน (calcium ion) และถ้าหากวัสดุสัมผัสกับสารเหลวในเนื้อเยื่อ (tissue fluid) ที่มีส่วนประกอบของฟอสเฟต (phosphate) จะเกิดการตกตะกอนดังปฏิกิริยาที่ 3 และสร้างเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite crystals) ซึ่งจะช่วยลดการรั่วซึม โดยผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จะไปปิดพื้นผิวที่เป็นช่องว่างภายในเนื้อวัสดุและระหว่างพื้นผิวของเนื้อฟันและวัสดุ ทำให้แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีความแนบสนิท

มากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ไฮดรอกซีอะพาไทต์ยังมีคุณสมบัติในการส่งเสริมให้เกิดการสร้างกระดูกและเคลือบรากฟันบนพื้นผิววัสดุได้ (35)



ภาพประกอบ 3 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (Optical micrograph) ลูกศรสีดำชี้ชั้นเชื่อมต่อ (interfacial layer) ระหว่างพื้นผิวของเนื้อฟันและเอ็มทีเอ ซึ่งมีองค์ประกอบเหมือนไฮดรอกซีอะพาไทต์ (35)

นอกจากนี้เอ็มทีเอสามารถทำให้ฟันเปลี่ยนสี มีการใช้งานที่ยากและมีระยะเวลาก่อตัวนานประมาณ 2 ชั่วโมง 45 นาที ( $\pm 15$  นาที) (36) จึงมีการพัฒนาคุณสมบัติของวัสดุเคลือบซีเมนต์ที่แยกตัวออกจากเอ็มทีเอ เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าวโดยยังคงคุณสมบัติที่ดีของเอ็มทีเอเอาไว้ เช่น ไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเอ

## 2. ไบโอเดนทิน



ภาพประกอบ 4 ไบโอเดนทิน (37)

ไบโอเดนทินเป็นวัสดุในกลุ่มของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ได้รับการพัฒนาต่อมาจาก เอ็มทีเอ อยู่ในรูปแบบผงบรรจุในแคปซูล (capsule) มีส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับเอ็มทีเอ คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต ไดแคลเซียมซิลิเกต แคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) แคลเซียมออกไซด์ (calcium oxide) ไอร์รอนออกไซด์ (iron oxide) มีเซอร์โคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) เป็นสารที่บร้งสี ในส่วนของเหลวประกอบไปด้วยแคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride; CaCl<sub>2</sub>) โพลีเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้ (hydrosoluble polymer) และน้ำ (30)

ตาราง 2 ส่วนประกอบของไบโอเดนทิน

ชื่อทางการค้า	ผู้ผลิต	ส่วนประกอบ
Biodentine	Septodont	<p>ส่วนผสม : tricalcium silicate, dicalcium silicate, calcium carbonate, zirconium oxide, calcium oxide, iron oxide</p> <p>ส่วนเหลว : calcium chloride, a hydrosoluble polymer, water</p>

ในส่วนผงมีแคลเซียมคาร์บอเนตทำหน้าที่เป็นฟิลเลอร์ (filler) จะมีส่วนช่วยเร่งปฏิกิริยาการก่อตัว ในส่วนเหลวมีแคลเซียมคลอไรด์ทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา และโพลีเมอร์ที่ละลายน้ำได้ (hydrosoluble polymer) ช่วยลดปริมาณน้ำในระหว่างการทำปฏิกิริยา (38) ทำให้ไบโอเดนทินมีเวลาก่อตัวเร็วคือประมาณ 10-12 นาที ตามที่บริษัทระบุ Jang และคณะ (18) พบว่าไบโอเดนทินมีระยะเวลาที่สั้นกว่าเอ็มทีเอโดยมีระยะเวลาการก่อตัวอยู่ที่  $15 \pm 1$  นาที ส่วนเอ็มทีเอระยะเวลาการก่อตัวอยู่ที่  $275 \pm 15$  นาที ไบโอเดนทินมีค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH) สูง โดยมีค่าค่อนข้างคงที่หลังวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ Yousef และคณะ (39) พบว่าในช่วงแรกความเป็นกรด-ด่างของไบโอเดนทินและโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าไม่แตกต่างกันคือ 11.829 และ 11.525 ตามลำดับ แต่เมื่อเวลาผ่านไปค่าความเป็นกรด-ด่างของไบโอเดนทินจะค่อนข้างคงที่ในขณะที่ความเป็นกรด-ด่างของโปรรูทเอ็มทีเอกลับมีค่าลดลงอยู่ที่ 9.715

ไบโอเดนทินมีความเป็นพิษต่ำและมีคุณสมบัติเข้ากันได้เนื้อเยื่อในร่างกายสูงเนื่องจากมีส่วนประกอบเป็นแคลเซียมซิลิเกตซึ่งเป็นสารที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพสูง Mori และคณะ (40) ได้ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของไบโอเดนทินโดยได้ฝังท่อขนาดเล็กที่อุตบิรเวณ



ปลายด้วยเอ็มทีเอหรือไบโอเดนทีนลงบริเวณชั้นใต้ผิวหนังของหนูหลังจากผ่านไป 14 วันได้นำมาศึกษาลักษณะทางจุลกายวิภาคพบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนทีนไม่กระตุ้นให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อบริเวณนั้น ซึ่งแสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติเข้ากันทางชีวภาพของเอ็มทีเอและไบโอเดนทีน สอดคล้องกับการศึกษาของ Zhou และคณะ (41) ได้การเปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ของไบโอเดนทีน เอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer cement) โดยทดสอบกับเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของเหงือกมนุษย์ (human gingival fibroblasts) พบว่าไบโอเดนทีนและเอ็มทีเอสามารถคงความมีชีวิตของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของเหงือกมนุษย์ได้ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างไบโอเดนทีนและเอ็มทีเอ แสดงให้เห็นว่าวัสดุทั้งสองชนิดมีความเป็นพิษต่อเซลล์ต่ำมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง

ไบโอเดนทีนมีความแข็งแรงมากกว่าเอ็มทีเอ Jang และคณะ (18) พบว่าหลังจากผ่านไป 7 วัน ไบโอเดนทีนมีความทนแรงอัดสูงกว่าเอ็มทีเอโดยมีค่าอยู่ที่ 62.64 และ 57.51 เมกะปาสกาล (Megapascal; MPa) ตามลำดับ สอดคล้องกับการศึกษาของ Alzraikat และคณะ (42) พบว่าหลังจากแช่วัสดุในน้ำกลั่น 1 วัน ไบโอเดนทีนมีความทนแรงอัดสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเอโดยมีค่าอยู่ที่ 95.1 และ 40.9 เมกะปาสกาล ตามลำดับ แต่หลังจากแช่วัสดุในน้ำกลั่น 21 วัน พบว่าวัสดุทั้งสองชนิดมีความทนแรงอัดไม่แตกต่างกันโดยมีค่าอยู่ 56.1 และ 49.8 เมกะปาสกาล ตามลำดับ นอกจากนี้ Akcay และคณะ (43) ยังพบว่าไบโอเดนทีนมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกสูงกว่าเอ็มทีเออีกด้วย

### 3. เรโทรเอ็มทีเอ



ภาพประกอบ 5 เรโทรเอ็มทีเอ (44)

เรโทรเอ็มทีเอเป็นวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดหนึ่งที่มีการพัฒนาและนำออกจำหน่าย เรโทรเอ็มทีเอมีความแตกต่างจากเอ็มทีเอ โดยส่วนประกอบหลักจะเป็นแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) ซิลิกอนไดออกไซด์ (silicon dioxide) อะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide) และสารประกอบเชิงซ้อนแคลเซียมเซอร์โคเนีย (calcium zirconia complex) เป็นสารที่บ่งสี ส่วนเหลวคือน้ำ (30)

ตาราง 3 ส่วนประกอบของเรโทรเอ็มทีเอ

ชื่อทางการค้า	ผู้ผลิต	ส่วนประกอบ
Retro MTA	BioMTA	ส่วนผง : calcium carbonate, silicon oxide, aluminum oxide, hydraulic calcium zirconia complex ส่วนเหลว : water

เรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวค่อนข้างเร็วคือประมาณ 180 นาที เนื่องจากมีองค์ประกอบหลักเป็นแคลเซียมคาร์บอเนตที่มีอนุภาคขนาดเล็กทำให้เกิดปฏิกิริยากับส่วนของน้ำได้ง่ายขึ้น และแคลเซียมคาร์บอเนตยังเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาอีกทางหนึ่ง Pomamazeh และคณะ (45) พบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวสั้นกว่าแคลเซียมเอ็นริชเม็กซ์เจอร์หรือซีอีเอ็ม (calcium-enriched mixture: CEM) และเอ็มทีเอแองเจลัส (MTA Angelus) อย่างมีนัยสำคัญ โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นอยู่ที่ 3.24 นาทีและมีระยะเวลาก่อตัวสมบูรณ์อยู่ที่ 12.66 นาที ในขณะที่ซีอีเอ็มและเอ็มทีเอแองเจลัสมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นและระยะเวลาก่อตัวสมบูรณ์ไม่แตกต่างกัน โดยซีอีเอ็มมีค่าอยู่ที่ 14.66 และ 78.66 นาที สำหรับเอ็มทีเอแองเจลัสมีค่าอยู่ที่ 17.33 และ 83.66 นาที นอกจากนี้ยังมีความเป็นกรด-ด่างสูง Chaves de Souza และคณะ (46) พบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างไม่ต่างจากเอ็มทีเอในทุกช่วงเวลาและเมื่อเวลาผ่านไปวัสดุทั้งสองชนิดจะมีค่าความเป็นกรด-ด่างลดลง โดยเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างอยู่ในช่วง 9.93-7.9 ส่วนเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างอยู่ในช่วง 9.93-8

ในด้านความเป็นพิษและมีคุณสมบัติเข้ากันได้เนื้อเยื่อ Chung และคณะ (47) ได้ศึกษาเปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ระหว่างเรโทรเอ็มทีเอ เอ็นโดเซมเซอร์โคเนีย (ENDOCEM Zr) และโปรรูทเอ็มทีเอ พบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอไม่มีความเป็นพิษ ส่วนเอ็นโดเซมเซอร์



โคเนยีมีความเป็นพิษต่อเซลล์เล็กน้อยและยังพบว่าเรโทรเอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างไฟโบรบลาสต์โกรทแฟกเตอร์ (fibroblast growth factor; FGF) และวาสคิวลาร์เอ็นโดทีเลียลโกรทแฟกเตอร์ (vascular endothelial growth factor; VEGF) ได้ไม่แตกต่างจากโปรรูทเอ็มทีเอ สอดคล้องกับการศึกษาของ Varol และคณะ (48) ได้เปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ระหว่างออร์โธเอ็มทีเอ (Ortho MTA) เรโทรเอ็มทีเอ ไบโอบีโอแอคกรีเกต (BioAggregate) ไบโอบีโอเดนทีนและเอ็มทีเอเองแองเจิลส์ พบว่าเรโทรเอ็มทีเอ ไบโอบีโอแอคกรีเกต และเอ็มทีเอเองแองเจิลส์ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ ส่วนออร์โธเอ็มทีเอและไบโอบีโอเดนทีนมีความเป็นพิษต่อเซลล์เล็กน้อย

นอกจากนี้แล้วเรโทรเอ็มทีเอยังมีความแข็งแรงไม่ต่างจากโปรรูทเอ็มทีเอ Che และคณะ (49) ได้เปรียบเทียบความทนแรงอัดของวัสดุ 4 ชนิด คือ โปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ ออร์โธเอ็มทีเอ และเอ็นโดเซมเอ็มทีเอ (Endocem MTA) พบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอมีความทนแรงอัดไม่แตกต่างกันในทุกช่วงเวลาและมีค่าความทนแรงอัดสูงกว่าในกลุ่มออร์โธเอ็มทีเอและเอ็นโดเซมเอ็มทีเอโดยเอ็นโดเซมเอ็มทีเอมีความทนแรงอัดต่ำที่สุด

#### การซ่อมรูทะลุรากฟันด้วยวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ปัจจัยอย่างหนึ่งที่ส่งผลต่อการพยากรณ์โรคของฟันที่เกิดรูทะลุรากฟันคือวัสดุที่นำมาซ่อมรูทะลุ ในอดีตมีการใช้วัสดุที่หลากหลายเช่น อะมัลกัม ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลซีเมนต์ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ไออาร์เอ็ม คอมโพสิตเรซิน และซูเปอร์ไอโอไซด์ แต่เนื่องจากบริเวณรูทะลุที่รากฟันจะมีความชื้นในขณะทำงาน อาจทำให้วัสดุหลายชนิดมีคุณสมบัติด้อยลง โดยเฉพาะการฉีก นอกจากนี้วัสดุที่ซ่อมรูทะลุจะมีการสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง ซึ่งวัสดุบางชนิดอาจมีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อบริเวณนั้นทำให้เกิดการอักเสบตามมา (8, 50) เอ็มทีเอเป็นวัสดุที่ได้รับการแนะนำให้นำมาใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันมากขึ้นเนื่องจากมีคุณสมบัติที่เหนือกว่าวัสดุอื่นหลายประการทั้งมีความสามารถในการฉีกที่ดี ความแนบสนิท และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง

Lee และคณะ (8) ได้เปรียบเทียบความสามารถในการฉีกของวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันสามชนิด ได้แก่ อะมัลกัม ไออาร์เอ็มและเอ็มทีเอ พบว่าเอ็มทีเอมีการร้าวร้าวที่น้อยที่สุดเมื่อเทียบกับอะมัลกัมและไออาร์เอ็ม สอดคล้องกับการศึกษาของ Daoudi และคณะ (10) ซึ่งศึกษาความสามารถในการฉีกของวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันสองชนิด คือ เอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ พบว่าเอ็มทีเอมีการร้าวร้าวที่น้อยกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

Pitt Ford และคณะ (10) ได้จำลองรูทะลุบริเวณง่ามรากฟันในพื้นที่ฟันสุนัขและเปรียบเทียบวัสดุที่ใช้ในการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันสองชนิดคืออะมัลกัมและเอ็มทีเอโดยแบ่งเป็นกลุ่มที่ซ่อมรูทะลุในทันทีและกลุ่มที่ซ่อมหลังจากเกิดรูทะลุ 1 สัปดาห์เมื่อนำมาศึกษาลักษณะทางจุลกายวิภาค (histology) พบว่ากลุ่มที่อุดด้วยอะมัลกัมมีการอักเสบเกิดขึ้นในทุกกลุ่มการทดสอบ ส่วนในกลุ่มที่อุดด้วยเอ็มทีเอพบการอักเสบเพียงหนึ่งตัวอย่างและในตัวอย่างที่ไม่เกิดการอักเสบพบมีการเกิดเคลือบรากฟันมายึดเกาะบริเวณพื้นผิวของเอ็มทีเอ นอกจากนี้ยังพบว่าการซ่อมรูทะลุในทันทีภายใต้ภาวะปลอดเชื้อด้วยเอ็มทีเอจะมีอัตราการหายที่ดีกว่าการซ่อมรูทะลุในภายหลัง สอดคล้องกับการศึกษาของ Yildirim และคณะ (12) ได้เปรียบเทียบวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันสองชนิดคือ เอ็มทีเอและซูปเปอร์อีบีเอในการจำลองรูทะลุง่ามรากฟันสุนัขและติดตามผลเป็นเวลา 1 3 และ 6 เดือน พบว่าในเดือนแรกเอ็มทีเอมีการอักเสบเพียงเล็กน้อยและค่อยๆลดลงจนไม่พบการอักเสบเลยในเดือนที่ 6 และพบการสร้างเคลือบรากฟันที่พื้นผิวของวัสดุในทุกตัวอย่างหลังผ่านไป 6 เดือน ส่วนซูปเปอร์อีบีเอหลังผ่านไป 6 เดือน พบการอักเสบในระดับปานกลางจนถึงรุนแรงและไม่พบลักษณะของเคลือบรากฟัน แสดงให้เห็นว่าการอุดรูทะลุง่ามรากฟันด้วยเอ็มทีเอสามารถทำให้เกิดการหายได้ดีกว่าซูปเปอร์อีบีเอ

Unal และคณะ (13) ได้รายงานกรณีผู้ป่วยที่ได้รับการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยเอ็มทีเอพบว่าหลังจากติดตามผลเป็นระยะเวลา 2 ปีผู้ป่วยไม่มีอาการ ไม่พบรอยโรคบริเวณที่เกิดรูทะลุ และฟันสามารถใช้งานได้ปกติแสดงให้เห็นถึงความสำเร็จของการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยเอ็มทีเอ สอดคล้องกับการศึกษาของ Pace และคณะ (14) ได้ติดตามผลการรักษาผู้ป่วย 9 รายที่ซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยเอ็มทีเอ โดยติดตามผลเป็นระยะเวลา 6 เดือน 1 ปี 2 ปี และ 5 ปีขึ้นไป พบว่า 9 ใน 10 ที่ประสบความสำเร็จในการรักษาเมื่อประเมินจากภาพรังสีและอาการทางคลินิก Main และคณะ (15) ได้ติดตามผลการรักษาผู้ป่วย 16 รายที่มีการซ่อมรูทะลุรากฟันด้วยเอ็มทีเอเป็นเวลาอย่างน้อย 1 ปีพบว่าผู้ป่วยไม่มีอาการ มีการหายของรอยโรคและไม่มีรอยโรคเกิดขึ้นใหม่ไม่ว่าจะซ่อมรูทะลุที่ตำแหน่งใดก็ตาม Main และคณะจึงกล่าวว่าเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่เหมาะสมที่สุดในการซ่อมรูทะลุรากฟัน รวมถึงช่วยเพิ่มความสำเร็จในการรักษาและทำให้การพยากรณ์โรคของฟันที่เกิดรูทะลุรากฟันดีขึ้น Mente และคณะ (16) ติดตามผลการซ่อมรูทะลุรากฟันด้วยเอ็มทีเอเป็นระยะเวลานาน (12-107 เดือน) พบว่ามีผลสำเร็จของการรักษาอยู่ที่ร้อยละ 86 โดยที่การซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยเอ็มทีเอมีผลสำเร็จของการรักษาอยู่ที่ร้อยละ 89

การซ่อมรูทะลุรากฟันด้วยไบโอเดนทินให้ผลสำเร็จได้เช่นเดียวกับเอ็มทีเอ Sinkar และคณะ (51) พบว่าไบโอเดนทินมีการรั่วซึมน้อยกว่าเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอจำลองการอุดซ่อมรูทะลุ

ง่ามรากฟัน Silva และคณะ (52) ได้จำลองการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยวัสดุสามชนิด ได้แก่ เอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และกัตตาเปอร์ชา (gutta percha) ในฟันสุนัขหลังจากศึกษาลักษณะทางจุลกายวิภาคพบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนทินพบลักษณะของเนื้อเยื่อแข็งมาเกาะที่พื้นผิวของวัสดุ แตกต่างจากกัตตาเปอร์ชาซึ่งไม่พบลักษณะนี้ และพบว่ากลุ่มที่อุดด้วยเอ็มทีเอและไบโอเดนทินไม่เกิดการทำลายของกระดูกและเกิดการอักเสบน้อยกว่ากลุ่มที่อุดด้วยกัตตาเปอร์ชา สอดคล้องกับการศึกษาของ Cardoso และคณะ (53) ได้ซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันในฟันสุนัขด้วยเอ็มทีเอและไบโอเดนทิน แล้วนำมาศึกษาลักษณะทางจุลกายวิภาคหลังซ่อมเป็นเวลา 4 เดือน พบว่ากลุ่มที่อุดด้วยไบโอเดนทินมีการอักเสบที่น้อยกว่าเอ็มทีเอและพบการสร้างเคลือบรากฟันที่พื้นผิวของวัสดุ

นอกจากนี้ยังมีรายงานกรณีผู้ป่วยที่ได้รับการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยและไบโอเดนทินในฟันกรามล่างซี่ที่ 1 หลังจากติดตามผลการรักษาเป็นระยะเวลา 2 ปี พบว่าผู้ป่วยไม่มีอาการ มีการหายของรอยโรคและฟันสามารถใช้งานได้ปกติ แสดงถึงความสำเร็จของการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยไบโอเดนทิน (54) สอดคล้องกับ Subbaiyan และ Ajitha (55) ที่ซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยไบโอเดนทินร่วมกับคอลลาเจนชนิดละลายได้ (absorbable collagen) ภายหลังติดตามการรักษาเป็นเวลา 6 เดือน พบว่าประสบความสำเร็จในการรักษา ผู้ป่วยไม่มีอาการและสามารถใช้งานได้ปกติ

เรโทรเอ็มทีเอเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อีกชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเอ็มทีเอและไบโอเดนทินแต่มีระยะเวลาการก่อตัวที่สั้นกว่ามาก แต่ยังมีการศึกษาในห้องทดลองและการศึกษาทางคลินิกที่นำเรโทรเอ็มทีเอมาใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันไม่มาก

### ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ถึงแม้ว่าวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จะสามารถก่อตัวได้ในสภาวะที่มีความชื้นและมีความแนบสนิทสูง แต่รูทะลุบริเวณรากฟันจะมีเลือดออกเข้ามาในบริเวณที่เกิดรูทะลุ เนื่องจากมีการทำลายกระดูกและเนื้อเยื่อปริทันต์บริเวณนั้น ดังนั้นในระหว่างการรักษาจึงอาจมีการปนเปื้อนเลือดของผู้ป่วยกับวัสดุที่ใช้ในการรักษาในขณะที่วัสดุมีการก่อตัวอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ซึ่งการปนเปื้อนเลือดอาจส่งผลให้วัสดุมีคุณสมบัติที่เปลี่ยนแปลงไป

#### 1. ความทนแรงอัดของวัสดุ

Nekoofar และคณะ (20) ได้เปรียบเทียบความทนแรงอัดและลักษณะโครงสร้างพื้นผิวระดับจุลภาค (Surface microstructure) ระหว่างไวท์เอ็มทีเอและเกรย์เอ็มทีเอที่ผสมด้วยน้ำหรือเลือดร่วมกับอยู่ในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด พบว่าเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดค่าความทน

แรงอัดของเอ็มทีเอทั้งสองชนิดจะต่ำกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ โดยไวท์เอ็มทีเอและเกรย์เอ็มทีเอจะมีค่าความทนแรงอัดต่ำที่สุดในกลุ่มที่ผสมวัสดุด้วยเลือดและมีการปนเปื้อนเลือด โดยมีค่าอยู่ที่  $1.21 \pm 0.31$  และ  $1.66 \pm 0.25$  เมกะปาสคาล ตามลำดับ ซึ่งค่าความทนแรงอัดระหว่างไวท์เอ็มทีเอและเกรย์เอ็มทีเอจะแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเฉพาะในกลุ่มที่ผสมวัสดุด้วยน้ำและมีการปนเปื้อนเลือดโดยไวท์เอ็มทีเอมีค่าความทนแรงอัดสูงกว่าเกรย์เอ็มทีเอ โดยมีค่าอยู่ที่  $30.7 \pm 10.16$  และ  $13.92 \pm 3.80$  เมกะปาสคาล ตามลำดับ จะได้เห็นว่า การปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้ความทนแรงอัดของวัสดุลดลงโดยเฉพาะเมื่อผสมวัสดุกับเลือดและมีการปนเปื้อนเลือดในระหว่างวัสดุก่อตัว สอดคล้องกับการศึกษาของ Oloomi และคณะ (56) ได้ศึกษาความทนแรงอัดของรูทเอ็มทีเอ (Root MTA) โดยใส่สารเร่งปฏิกิริยาที่แตกต่างกันสองชนิดคือแคลเซียมคลอไรด์และไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟต (Disodium hydrogen phosphate;  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) และเปรียบเทียบในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดหลังจากผ่านไปเป็นเวลา 3 ชั่วโมง 24 ชั่วโมง และ 1 สัปดาห์ พบว่าทุกกลุ่มทั้งในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีความทนแรงอัดที่เพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป แต่กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีความทนแรงอัดต่ำกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญในทุกช่วงเวลา และพบว่ากลุ่มที่ใส่แคลเซียมคลอไรด์หรือไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟตมีความทนแรงอัดไม่แตกต่างกลุ่มที่ไม่ได้ใส่สารเร่งปฏิกิริยา

## 2. ความสามารถในการผนึกของวัสดุ

ความสามารถในการผนึกของวัสดุเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของวัสดุที่ใช้ซ่อมรูทะลุราก เพราะจะช่วยป้องกันการรั่วซึมของเชื้อจุลินทรีย์เข้ามาในระบบคลองรากฟันและช่วยเพิ่มผลสำเร็จในการรักษา Torabinejad และคณะ (21) ได้ศึกษาความสามารถในการผนึกของอะมัลกัม ไออาร์เอ็ม ซุปเปอร์อีบีเอ และเอ็มทีเอ ในสถานะที่มีหรือไม่มีการปนเปื้อนเลือดโดยดูการรั่วซึมของสีย้อม (dye leakage) พบว่าในสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือดวัสดุทุกกลุ่มมีการรั่วซึมไม่แตกต่างจากในสถานะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด แต่พบว่าเอ็มทีเอมีการรั่วซึมน้อยกว่าวัสดุกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาของ Hasheminia และคณะ (57) ได้เปรียบเทียบความสามารถในการผนึกระหว่างเอ็มทีเอและโคลด์เซรามิก (Cold Ceramic) ในสถานะแตกต่างกัน ได้แก่ สถานะแห้ง สถานะที่มีการปนเปื้อนเลือด และสถานะที่มีการปนเปื้อนนําลาย พบว่าในกลุ่มเอ็มทีเอเมื่อเปรียบเทียบที่สถานะต่างๆ จะมีการรั่วซึมไม่แตกต่างกัน แต่พบว่าเอ็มทีเอมีการรั่วซึมน้อยกว่าโคลด์เซรามิกทุกสถานะโดยเฉพาะกับสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือด

Mathew และคณะ (58) ศึกษาความสามารถในการผนึกของเอ็มทีเอและไบโอเดนทินเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากในสถานะแห้งและสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือดโดยดูจากการแพร่

ผ่านของกลูโคส (glucose filtration) พบว่าการรั่วซึมจะเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไปไม่ว่าจะเป็นวัสดุตัวใดก็ตาม เมื่อเปรียบเทียบวัสดุทั้งสองตัวพบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนทีนมีการรั่วซึมไม่แตกต่างกัน ทั้งในสภาวะแห้งและสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด นอกจากนี้ยังพบว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดวัสดุทั้งสองชนิดมีแนวโน้มที่จะมีการรั่วซึมน้อยกว่าเมื่อเทียบกับสภาวะแห้ง การศึกษานี้ได้กล่าวว่าไบโอเดนทีนอาจเป็นทางเลือกหนึ่งของการเป็นวัสดุอุดที่ยึดแน่นปลายรากนอกเหนือจากเอ็มทีเอเมื่ออุดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

### 3. ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเป็นคุณสมบัติที่สื่อถึงความสามารถของวัสดุในการยึดเกาะกับผนังคลองรากฟันและการคงอยู่ในตำแหน่งเดิมได้แม้ได้รับแรงกดอัดจากการบรูณะวัสดุอื่นด้านบน โดยเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดอาจทำให้คุณสมบัตินี้เปลี่ยนแปลงไป การทดสอบด้านความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทำได้โดยการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก

Vanderweele และคณะ (3) ได้ศึกษาความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่ผสมด้วยของเหลวชนิดต่าง ๆ ได้แก่ น้ำกลั่น ยาชาลิโดเคนความเข้มข้นร้อยละ 2 (2% lidocaine) และน้ำเกลือในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด ด้วยการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกเป็นเวลา 7 วัน ในแบบจำลองรูทะลุغامรากฟัน พบว่ากลุ่มที่ไม่มี การปนเปื้อนเลือดจะมีค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุมากกว่ากลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ โดยที่ การผสมวัสดุด้วยของเหลวต่างชนิดกันไม่มีผลต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ สอดคล้องกับการศึกษาของ Rahimi และคณะ (22) ได้ศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและซีอีเอ็ม ในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดโดยใช้แบบจำลองรูทะลุغامรากฟัน พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและซีอีเอ็มลดลงอย่างมีนัยสำคัญในวันที่ 7 แต่ไม่พบความแตกต่างของค่าความต้านทานการหลุดออก ระหว่างไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและซีอีเอ็ม Adl และคณะ (23) ได้เปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีนและเอนโดซีลเอ็มทีเอ (EndoSeal MTA) ในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดที่เวลา 24 ชั่วโมงและ 7 วัน พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ค่าความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีนลดลงทุกช่วงเวลาแต่ไม่ส่งผลต่อเอนโดซีลเอ็มทีเอ นอกจากนี้ยังพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอและไบโอเดนทีนมีค่าความต้านทานการหลุดออกมากกว่าเอนโดซีลเอ็มทีเอในทุกสภาวะ

สาเหตุที่วัสดุเหล่านี้มีความต้านทานการหลุดออกลดลงเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด เนื่องจากเลือดมีส่วนประกอบเป็นเซลล์ (cell) และโปรตีน (protein) ซึ่งอาจไปอุดปิดบริเวณท่อเนื้อ



ฟันและขัดขวางการยึดระหว่างแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์และเนื้อฟัน เป็นเหตุให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลงเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดในระหว่างอุดวัสดุ (22) นอกจากนี้ระยะเวลาการก่อกัวที่นานอาจเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลงเนื่องจากจะไปเพิ่มโอกาสให้เลือดได้สัมผัสกับวัสดุในขณะที่ยังก่อกัวไม่เต็มที่และขัดขวางการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (24)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินเมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะลุغامรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดยังมีการศึกษาที่ขัดแย้งกันอยู่ Adl และคณะ (23) พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินลดลง ขัดแย้งกับการศึกษาของ Aggarwal และคณะ (25) ได้เปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทินและเอ็มทีเอพลัส (MTA Plus) ในสภาวะที่มีและไม่มีกรปนเปื้อนเลือดพบว่าความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทินในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดไม่ได้แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสภาวะที่ไม่มีกรปนเปื้อนเลือด แต่การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของเอ็มทีเอพลัสลดลง และจากการศึกษาของ Singla และคณะ (24) เมื่อเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของวัสดุซ่อมรูทะลุغامรากฟัน 4 ชนิดคือกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ เอ็มทีเอและไบโอเดนทินพบว่ากรปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้น แต่วัสดุอื่นพบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกลดลงโดยกลุ่มไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มีการปนเปื้อนเลือดมีความต้านทานการหลุดออกน้อยที่สุด

Üstün และคณะ (59) ได้ศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน เรโทรเอ็มทีเอ และซูปร่าเอ็มทีเอ (Supra MTA) เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะลุغامรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด พบว่าการปนเปื้อนเลือดไม่มีผลต่อความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ และซูปร่าเอ็มทีเอ แต่มีผลทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินเพิ่มขึ้น

โดยสรุปการปนเปื้อนเลือดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในขณะที่ซ่อมรูทะลุغامรากฟันยังให้ผลที่ไม่แน่นอน โดยพบว่าอาจทำให้แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีความต้านทานการหลุดออกที่ลดลง ไม่เปลี่ยนแปลง หรืออาจทำให้ความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้น ซึ่งยังมีการศึกษาในด้านนี้นี้น้อยอยู่โดยเฉพาะกับเรโทรเอ็มทีเอ

## บทที่ 3

### วิธีดำเนินการวิจัย

#### เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

##### 1. วัสดุ

- 1.1 ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA; Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa OK, USA)
- 1.2 ไบโอดีนทีน (Biodentine®; Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France)
- 1.3 เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®; BioMTA, Seoul, Korea)
- 1.4 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเอง (self-cured acrylic)
- 1.5 วัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดดี (silicone putty)

##### 2. สารเคมี

- 2.1 สารละลายไทมอล (Thymol solution) ความเข้มข้นร้อยละ 0.1
- 2.2 สารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ (sodium hypochlorite) ความเข้มข้นร้อยละ 2.5
- 2.3 น้ำเกลือ (normal saline)

##### 3. อุปกรณ์

- 3.3 หัวกรอกกากเพชรทรงกระบอกร (fissure diamond bur) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1

มิลลิเมตร

- 3.4 หัวกรอกเกทส์กลิดเดน (gates glidden drill) เบอร์ 5
- 3.5 คาร์บอนรันดัมดิสก์ (carborundum disc)
- 3.6 ท่อพีวีซี (PVC) ขนาด 3/4 นิ้ว
- 3.7 กระบอกฉีด (syringe) ขนาด 1 มิลลิลิตร ร่วมกับเข็มฉีดยาขนาด 25 (irrigation needle 25- gauge)
- 3.8 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator)
- 3.9 เครื่องทดสอบสากล (universal testing machine, EZ-test; Shimadzu, Kyoto, Japan)

### การคำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่าง

คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม G\*power เวอร์ชัน 3.1.9.4 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (effect size) จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่คล้ายคลึงกันของ Adi และคณะ (23) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 8

### การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ สถาบันยุทธศาสตร์ทางปัญญาและการวิจัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC-335/2564X

เตรียมฟันกรามแท้ของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 48 ซี่ ซึ่งเป็นฟันที่ถูกถอนและเก็บไว้ในภาชนะจากโรงพยาบาลหรือคลินิกทันตกรรม และไม่สามารถระบุตัวตนของบุคคลที่เป็นเจ้าของฟันได้ คัดเลือกฟันที่มีการสร้างรากฟันสมบูรณ์และมีรากแยก ไม่มีรอยแตกหรือรอยร้าว ไม่มีรอยผุ และไม่เป็นฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมาก่อน จากนั้นเก็บฟันในสารละลายไทมอลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 ซึ่งก่อนนำมาศึกษาจะทำการถ่ายภาพรังสีของฟันแนวใกล้แก้มใกล้ลิ้น และคัดเลือกฟันที่มีความหนาบริเวณง่ามรากฟันอยู่ในช่วง 2-3 มิลลิเมตร

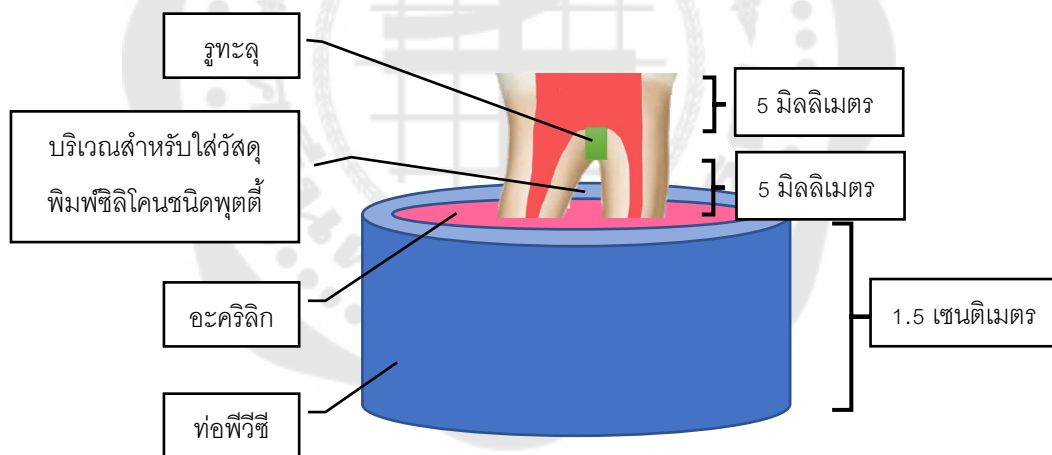
### การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง

ทำความสะอาดพื้นผิวภายนอกของฟัน กำจัดเศษเนื้อเยื่อและคราบหินปูนโดยใช้เครื่องมือขูด (curette) จากนั้นทำการเปิดทางเข้าสู่โพรงฟันด้วยหัวกรอกากเพชรทรงกลม (round diamond bur) และหัวกรอกากเพชรทรงสอบปลายมน (round end tapered diamond bur) ซึ่งต่อกับเครื่องกรอชนิดหมุนเร็ว (high speed handpiece) กำจัดเศษเนื้อเยื่อในและล้างทำความสะอาดด้วยสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 5 มิลลิตร เพื่อให้เห็นเนื้อฟันบริเวณง่ามรากฟันได้ชัดเจน กรอตัดส่วนของตัวฟันบางส่วนออกด้วยคาร์บอรัมดัมดิสก์ (carborundum disc) โดยตัดที่บริเวณเหนือต่อพื้นโพรงฟัน 5 มิลลิเมตร

ผสมวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดตีพิมพ์ลงไปในบริเวณง่ามรากฟัน โดยมีขอบเขตไม่เกินระยะ 5 มิลลิเมตรวัดจากง่ามรากฟันและทำให้วัสดุพิมพ์สามารถใส่เข้าออกจากบริเวณนั้นได้ง่าย เตรียมท่อพีวีซีขนาด 3/4 นิ้ว ตัดให้มีความสูงอยู่ที่ 1.5 เซนติเมตร ใช้ทั้งหมด 48 ซี่ ผสมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเองเทใส่ลงในท่อพีวีซีที่เตรียมไว้ จากนั้นนำฟันที่มีวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดตีพิมพ์ลงในอะคริลิกที่แห้งยังไม่ก่อตัวเต็มที่ โดยฝังบางส่วนของรากฟันให้จมลงในอะคริลิกและเหลือฟันที่



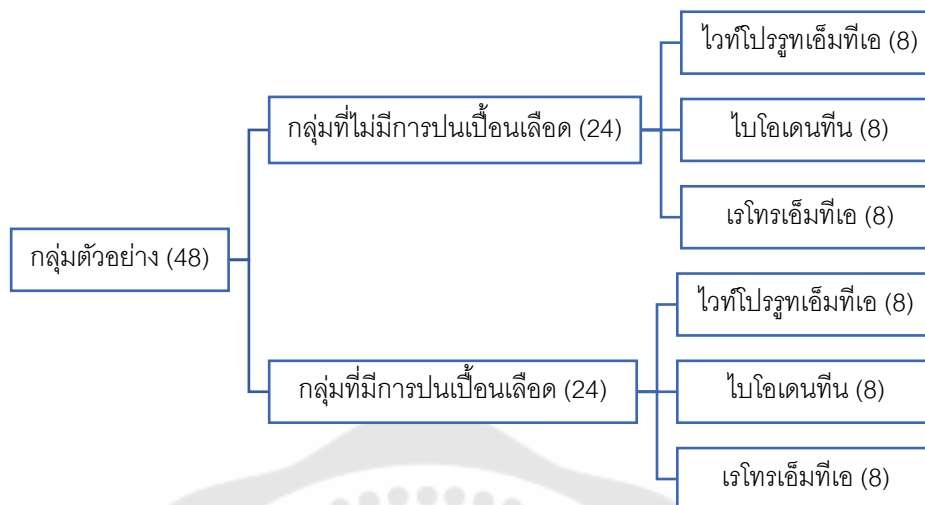
ระหว่างง่ามรากฟันและอะคริลิกเอาไว้ 5 มิลลิเมตร และปรับให้พื้นโพรงฟันขนานกับพื้น นำวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดตี้ออกมาและเก็บไว้ใช้ในขั้นตอนต่อไปโดยจะใช้วัสดุพิมพ์หนึ่งขึ้นต่อฟันหนึ่งซี่ จากนั้นทำให้เกิดรูทะลุบริเวณกึ่งกลางง่ามรากฟันโดยใช้หัวกรอกากเพชรทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ซึ่งต่อกับเครื่องกรอชนิดหมุนเร็วโดยวางหัวกรอให้ตั้งฉากกับพื้นโพรงฟัน ใช้หัวกรอเกทส์กลิดเดน (gates glidden drill) เบอร์ 5 กรอแต่งให้รูทะลุมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 มิลลิเมตร โดยกรอขึ้นลง 2 ครั้ง วัดความลึกของรูทะลุด้วยเครื่องมือตรวจปริทันต์ (periodontal probe) ควบคุมความลึกให้อยู่ที่ 2 มิลลิเมตร โดยบริเวณใดที่มีความหนาเกินจะถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอกากเพชรทรงกระบอกให้มีความลึกตามที่กำหนดไว้ แต่ถ้ามีบริเวณใดที่มีความลึกไม่ถึง 2 มิลลิเมตร ฟันซี่นั้นจะถูกตัดออกจากการทดลอง ตรวจสอบกลุ่มตัวอย่างให้รูทะลุอยู่ในแนวตั้งฉากกับพื้นโพรงฟัน มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 มิลลิเมตร และความลึก 2 มิลลิเมตรสม่ำเสมอ ลักษณะของแบบจำลองเป็นดังภาพประกอบ 6 หลังจากนั้นจึงล้างทำความสะอาดด้วยน้ำเกลือเพื่อกำจัดเศษเนื้อฟันที่หลงเหลืออยู่จากการกรอฟัน



ภาพประกอบ 6 ลักษณะของแบบจำลอง

### การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการทดลองและการปนเปื้อนเลือด

วัสดุที่ใช้ในการซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันในศึกษานี้ประกอบด้วย ไวท์โปรรูธเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ แบบจำลองฟันที่เตรียมได้จะถูกสุ่มแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ กลุ่มละ 24 ซี่ คือ กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดและกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โดยแต่ละกลุ่มจะแบ่งออกเป็นกลุ่มย่อย 3 กลุ่ม กลุ่มละ 8 ซี่ คือกลุ่มที่อุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยไวท์โปรรูธเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ตามภาพประกอบ 7



ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

### กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือด

นำมาทำให้เกิดการปนเปื้อนโดยใช้กระบอกฉีดยา (syringe) ขนาด 1 มิลลิลิตร ร่วมกับเข็มล้างขนาด 25 (irrigation needle 25- gauge) ดูดเลือดขึ้นมา 0.1 มิลลิลิตร และหยดเลือดให้ไหลผ่านบริเวณที่ทำรูทะลุเตรียมไว้ โดยเลือดที่ใช้เป็นเลือดของมนุษย์ที่เตรียมจากเลือดของผู้วิจัยเอง จากนั้นใช้ยางเป่าลม (rubber blower) เป่าเลือดออกจากรูทะลุหนึ่งครั้งซึ่งเลือดจะเหลืออยู่บริเวณผนังโดยรอบของรูทะลุ ใส่วัสดุซิลิโคนชนิดพุดตี้ใส่ที่เตรียมไว้ในตอนแรกลงบริเวณช่องว่างระหว่างง่ามรากฟันและอะคริลิก จากนั้นสุ่มแบ่งตัวอย่างออกเป็น 3 กลุ่มย่อย โดยแต่ละกลุ่มจะผสมวัสดุตามวิธีที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ

1. กลุ่มไวท์โปรรูทเอ็มทีเอผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลวเท่ากับ 3 ต่อ 1 โดยใช้พายผสมซีเมนต์ (cement spatula) ผสมวัสดุบนแผ่นแก้ว (glass slab)

2. กลุ่มไบโอเดนทินผสมด้วยอัตราส่วนผง 1 แคปซูลต่อของเหลว 5 หยด โดยหยดส่วนของเหลวลงในแคปซูล จากนั้นนำไปปั่นด้วยเครื่องปั่นอะมัลกัม (amalgamator) ที่มีความเร็ว 4000-4200 รอบต่อนาที เป็นเวลา 30 วินาที

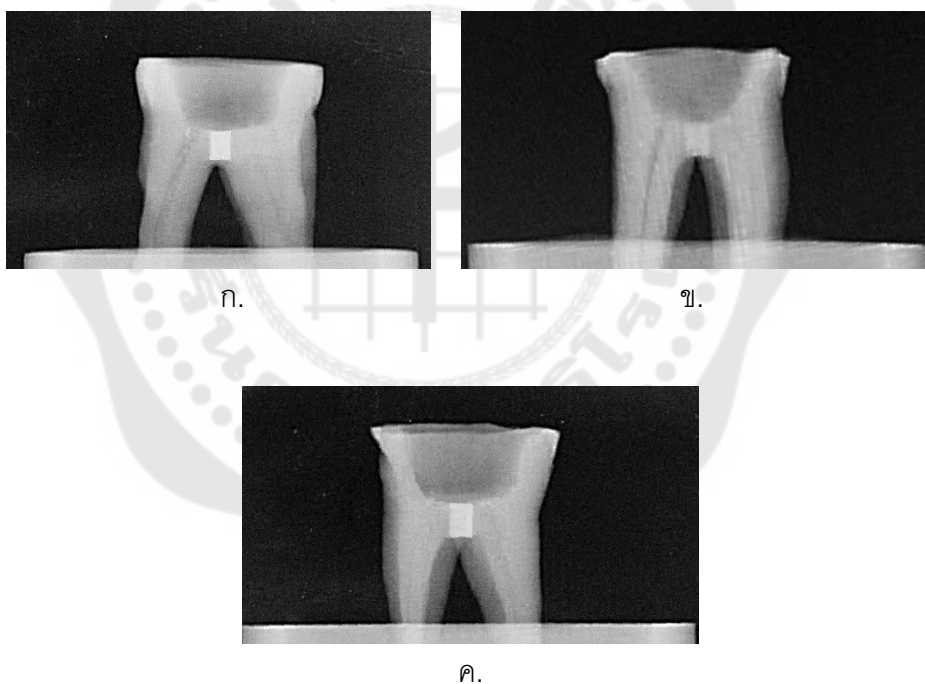
3. กลุ่มเรโทรเอ็มทีเอผสมด้วยอัตราส่วนผง 0.3 กรัม ต่อของเหลว 3 หยด โดยเทผงลงบนจานผสมแล้วหยดส่วนเหลว 3 หยด จากนั้นผสมส่วนผงและส่วนของเหลวให้เข้ากันอย่างเบามือ ซึ่งหลังจากผสมเสร็จผิวหน้าของวัสดุจะปรากฏลักษณะมันวาว ให้รอจนกว่าความมันวาวจะหายไปก่อนนำวัสดุไปใช้งาน

เมื่อผสมเสร็จแล้วจึงนำวัสดุใส่ลงบริเวณรูทะลุด้วยเครื่องนำอะมัลกัม (amalgam carrier) แล้วใช้เอ็นโดดอนติกพ्लั๊กเกอร์ (endodontic plugger) กดวัสดุให้แน่นเต็มและกำจัดวัสดุส่วนเกินออกด้วยสำลีชุบน้ำหมาด

#### กลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด

ให้ทำขั้นตอนเดียวกันกับกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือด แต่เปลี่ยนจากการใส่เลือดเป็นใส่น้ำเกลือแทนก่อนอุดวัสดุทั้งสามชนิดลงไป

หลังจากอุดเสร็จนำตัวอย่างไปถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบคุณภาพการอุดว่าอุดได้แน่นเต็ม ดังภาพประกอบ 8 หลังจากนั้นนำวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุทตี้่ออกและห่อตัวอย่างด้วยผ้าก๊อซ (Gauze) ชุบน้ำหมาดก่อนนำตัวอย่างทั้งหมดไปบ่มไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส (degree Celsius) ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน



ภาพประกอบ 8 ภาพรังสีภายหลังการอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน ก. หลังอุดซ่อมด้วยไวท์โปรรูท เอ็มทีเอ ข. หลังอุดซ่อมด้วยไบโอเดนทีน ค. หลังอุดซ่อมด้วยเรโทรเอ็มทีเอ

#### การทดสอบความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทำได้โดยใช้การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลักออก (push-out bond strength test) ด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine) การ

ทดสอบจะใช้หัวกดทดสอบรูปทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร กดลงบนวัสดุ ทิศทางไปยังปลายรากฟัน (apical) ด้วยความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อนาทีจนกว่าวัสดุจะหลุด ออกจากกรูทะลูง่ามรากฟัน ดังภาพประกอบ 9



ภาพประกอบ 9 การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลัดออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล

บันทึกค่าแรงที่มากที่สุดก่อนวัสดุจะหลุดออกจากกรูทะลูง่ามรากฟันในหน่วยนิวตัน (Newton; N) จากนั้นนำค่าที่ได้มาคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะในหน่วยเมกะปาสคาล โดยใช้สมการดังภาพประกอบ 10

$$\text{Bond strength (MPa)} = \frac{\text{Force necessary for dislodgment (N)}}{\text{Bonded surface area (mm}^2\text{)}}$$

$$\text{Bonded surface area} = \text{the diameter of the perforated area} \times 3.14 \times \text{height of perforation}$$

ภาพประกอบ 10 สมการคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะผลัดออก (22)

### วิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลว (failure patterns) ของการยึดติด

ภายหลังจากการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกตัวฟันจะถูกนำออกอะคริลิกและ วาดเส้นเพื่อกำหนดตำแหน่งการตัดลงบนตัวฟันโดยให้เส้นนั้นแบ่งตัวอย่างออกเป็นสองส่วนใน แนวตั้งฉากกับพื้นโพรงฟันและให้พาดผ่านบริเวณรูทะลุ จากนั้นตัดตัวฟันออกเป็นสองส่วนด้วย คาร์บอร์รันดัมดิสก์และทำการศึกษาภายใต้กล้องจุลทรรศน์การทันตกรรม (dental operating microscope) กำลังขยาย 25 เท่า เพื่อศึกษารูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด

1. ความล้มเหลวแบบยึดติด (adhesive failure) เป็นความล้มเหลวของการยึดติดที่เกิดขึ้นระหว่างชั้นของวัสดุกับเนื้อฟัน
2. ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (cohesive failure) เป็นความล้มเหลวของการยึดติดที่เกิดขึ้นภายในเนื้อวัสดุ
3. ความล้มเหลวแบบผสม (mixed failure) เป็นความล้มเหลวของการยึดติดที่เกิดขึ้นทั้งภายในเนื้อวัสดุและระหว่างชั้นของวัสดุกับเนื้อฟัน

บันทึกข้อมูลรูปแบบความล้มเหลวที่พบและคำนวณออกมาเป็นร้อยละความถี่ของความล้มเหลวเพื่อดูแนวโน้มรูปแบบความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในแต่ละกลุ่มทดลอง

### การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติที่ใช้วิเคราะห์

วิเคราะห์ข้อมูลใช้โปรแกรม SPSS โดยนำข้อมูลที่ได้มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล ด้วยการทดสอบชาปิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk Test) พบว่ามีการกระจายตัวของข้อมูลปกติ จากนั้นเปรียบเทียบค่าความต้านทานการหลุดของแต่ละกลุ่มทดลองด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (two-way ANOVA) และการทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซิดาค (Sidak test) โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติ  $P < 0.05$

## บทที่ 4 ผลการศึกษา

### การทดสอบความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

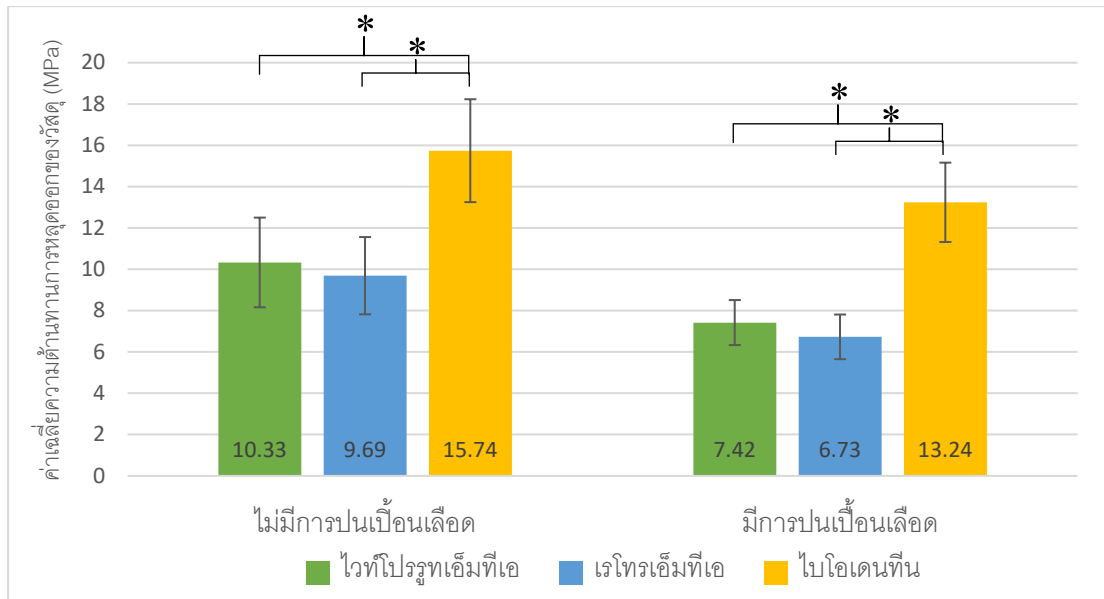
ผลการศึกษาพบว่าไบโอเดนทินมีค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุสูงกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด ซึ่งไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด ผลการศึกษาดังตารางที่ 4 และภาพประกอบ 11

เมื่อเปรียบเทียบค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุในสภาวะที่มีปนเปื้อนเลือดเทียบกับสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดพบว่าในสภาวะปนเปื้อนเลือดความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทั้งสามชนิดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ผลการศึกษาดังตารางที่ 4 และภาพประกอบ 12

ตาราง 4 ค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

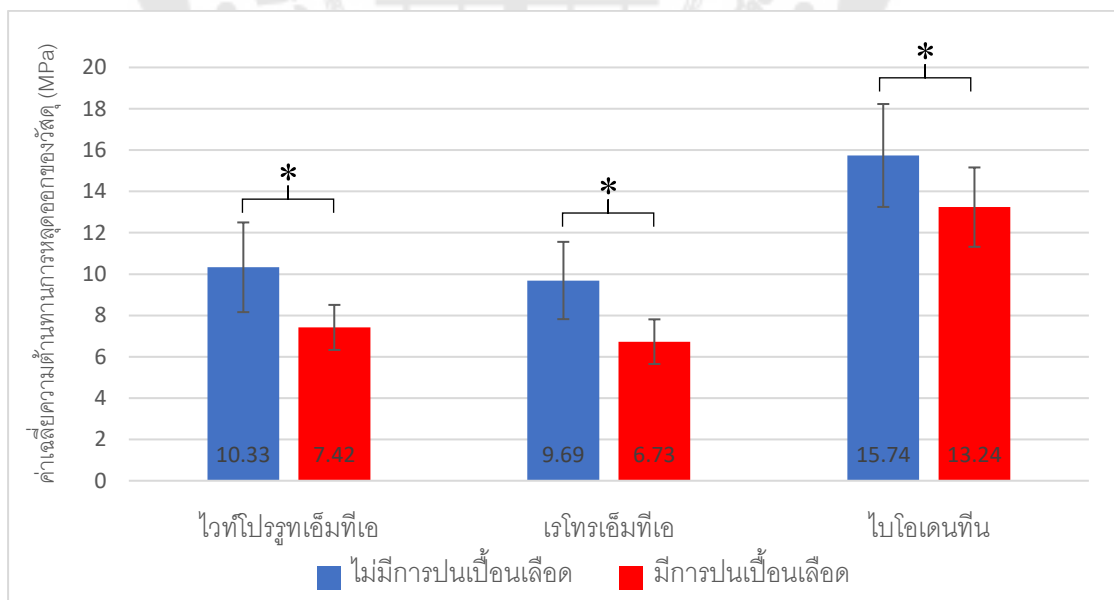
วัสดุ	ค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (MPa)	
	ไม่มีการปนเปื้อนเลือด	มีการปนเปื้อนเลือด
ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ	10.33 ± 2.17 <sup>Aa</sup>	7.42 ± 1.09 <sup>Ab</sup>
เรโทรเอ็มทีเอ	9.69 ± 1.87 <sup>Aa</sup>	6.73 ± 1.08 <sup>Ab</sup>
ไบโอเดนทิน	15.74 ± 2.49 <sup>Ba</sup>	13.24 ± 1.92 <sup>Bb</sup>

- อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ในคอลัมน์เดียวกันที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )
- อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กในแถวเดียวกันที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจำแนกตามการมีหรือไม่มีการปนเปื้อนเลือด



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจำแนกตามชนิดของวัสดุ



## รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด

รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดของชิ้นตัวอย่างพบเป็นดังภาพประกอบ 13



ก.



ข.

ภาพประกอบ 13 รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด ก. ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น ข. ความล้มเหลวแบบผสม

พบรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดแบบผสมคิดเป็นร้อยละ 89.58 ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่นคิดเป็นร้อยละ 10.42 และไม่พบความล้มเหลวแบบยึดติดในทุกกลุ่มการทดลอง ผลการศึกษาดังตาราง 5

ตาราง 5 ชนิดรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด

กลุ่ม	สภาวะ	ความล้มเหลวแบบ ยึดติด (ชิ้น)	ความล้มเหลวแบบ เชื่อมแน่น (ชิ้น)	ความล้มเหลวแบบ ผสม (ชิ้น)
ไวทีโปรรูท	ไม่มีการปนเปื้อนเลือด	-	1	7
เอ็มทีเอ	มีการปนเปื้อนเลือด	-	1	7
เรโทรเอ็มทีเอ	ไม่มีการปนเปื้อนเลือด	-	1	7
	มีการปนเปื้อนเลือด	-	0	8
ไบโอเดนทีน	ไม่มีการปนเปื้อนเลือด	-	2	6
	มีการปนเปื้อนเลือด	-	0	8



## สรุปผลการศึกษา อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

### สรุปผลการศึกษา

ภายใต้การศึกษานี้พบว่าไบโอเดนทินมีค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกสูงที่สุด ทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีคาร์บอนไดออกไซด์เมื่อใช้เป็นวัสดุอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน รองลงมาคือ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ ซึ่งไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งสองสภาวะ และพบว่าคาร์บอนไดออกไซด์ ในขณะอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันส่งผลให้ค่าความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทิน ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

### อภิปรายผล

การเกิดรูทะลุรากฟันเป็นสาเหตุหนึ่งของความล้มเหลวในการรักษาคลองรากฟันและอาจนำไปสู่การถอนฟันในอนาคต (3) โดยเฉพาะเมื่อเกิดรูทะลุบริเวณง่ามรากฟัน ซึ่งเป็นตำแหน่งที่เกิดการปนเปื้อนของแบคทีเรียได้ง่ายและอาจนำไปสู่การทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์และสูญเสียกระดูกบริเวณนั้น (4, 5) จึงควรรีบให้รักษาโดยการอุดซ่อมรูทะลุด้วยวัสดุที่เหมาะสม ซึ่งวัสดุที่นิยมนำมาใช้คือแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ แต่ในระหว่างการอุดซ่อมอาจมีการปนเปื้อนเลือดเข้ามาในบริเวณรูทะลุซึ่งส่งผลต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุได้ ซึ่งการศึกษาในเรื่องนี้ยังมีจำนวนการศึกษาน้อยและมีผลการศึกษาที่ขัดแย้งอยู่ ผู้วิจัยจึงสนใจศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุขึ้นอยู่กับการยึดติดระหว่างแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์กับเนื้อฟัน ซึ่งกลไกการยึดติดระหว่างแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์กับเนื้อฟันอาจมีได้หลายกลไกทั้งเกิดพันธะเชิงกลและเชิงเคมี กลไกหนึ่งคือการที่อนุภาคของซีเมนต์ที่มีขนาดเล็กแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟันจนทำให้เกิดการสร้างเป็นแท็ก (tag-like structure) เข้าไปในท่อเนื้อฟันทำให้เกิดการยึดเชิงกลขนาดเล็ก (micromechanical retention) (35, 60) อีกกลไกหนึ่งเกี่ยวข้องกับความสามารถในการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในสภาวะที่มีฟอสเฟต Reyes-Carmona และคณะ (61) กล่าวว่า การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นระหว่างพื้นผิวซีเมนต์กับเนื้อฟันนอกจากจะไปปิดช่องว่างระหว่างพื้นผิวของวัสดุและเนื้อฟันแล้วยังเกิดโครงสร้างเป็นแท็กเข้าไปในท่อเนื้อฟันซึ่งเป็นการเกิดพันธะเชิงกลทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุสูงขึ้น

Sarkar และคณะ (35) กล่าวว่าผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นระหว่างพื้นผิวซีเมนต์กับเนื้อฟัน จะทำให้เกิดการยึดเชิงกลในช่วงแรก ภายหลังจะเกิดปฏิกิริยาการแพร่ (diffusion-controlled reaction) ระหว่างไฮดรอกซีอะพาไทต์และเนื้อฟันจนนำไปสู่การเกิดพันธะเคมีในที่สุด

ผลการศึกษาพบว่าไบโอเดนทินมีค่าความเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกของวัสดุสูงที่สุดทั้งในสถานะที่มีและไม่มีกาวแปะเนื้อฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Adl และคณะ (23) Aggarwal และคณะ(25) และ Gunesser และคณะ (62) ที่พบว่าไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกมากกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน และการศึกษาของ Akcay และคณะ (43) ที่พบว่าไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกมากกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดอุดย่นปลายรากฟัน แต่ผลการศึกษานี้ขัดแย้งกับการศึกษาของ Üstün และคณะ (59) ที่พบว่าไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกน้อยกว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอ ซึ่งอาจมาจากการที่การศึกษาของ Üstün และคณะเก็บตัวอย่างในตู้ควบคุมอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 2 สัปดาห์ก่อนนำมาทดสอบซึ่งเป็นเวลานานที่กว่าการศึกษานี้

ไบโอเดนทินมีขนาดอนุภาคที่เล็กกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอทำให้ซีเมนต์สามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดีกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ เกิดการสร้างโครงสร้างเป็นแท่งที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับซีเมนต์ได้มากกว่าและส่งเสริมให้เกิดการยึดทางกลขนาดเล็ก (62-64) จึงเป็นสาเหตุให้ไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกที่มากกว่า Ha และคณะ (64) ศึกษาขนาดของอนุภาคของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์หลายชนิดโดยการเลี้ยวเบนของแสง (laser diffraction) พบว่าไบโอเดนทินมีขนาดอนุภาคส่วนใหญ่เล็กกว่า 7.51 ไมโครเมตร ( $\mu\text{m}$ ) โปรรูทเอ็มทีเอมีขนาดอนุภาคส่วนใหญ่เล็กกว่า 19.386 ไมโครเมตร ส่วนเรโทรเอ็มทีเอมีขนาดอนุภาคส่วนใหญ่เล็กกว่า 24.948 ไมโครเมตร เห็นได้ว่าไบโอเดนทินมีขนาดอนุภาคเล็กกว่าทั้งโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ ดังนั้นอาจส่งผลให้ซีเมนต์สามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดีกว่าและช่วยส่งเสริมการยึดติด

นอกจากนี้ยังพบว่าไบโอเดนทินสามารถปลดปล่อยแคลเซียมออกมาได้มากกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ (65) โดยแคลเซียมคลอไรด์ในส่วนเหลวจะช่วยส่งเสริมการปลดปล่อยแคลเซียมจากซีเมนต์ (66) แคลเซียมที่ปลดปล่อยออกมาเมื่อสัมผัสกับของเหลวในเนื้อเยื่อที่มีส่วนประกอบของฟอสเฟตจะส่งเสริมการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์และส่งเสริมการยึดติดระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟันได้มากกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ (43, 62, 67) อาจเป็นเหตุหนึ่งที่ทำให้ไบโอเดนทินมี ความต้านทานการหลุดออกมากกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ

อย่างไรก็ตามโปรรุตเอ็มทีเออาจมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้นแม้ผ่านช่วงสัปดาห์แรกไปแล้ว Gancedo-Caravia และ Garcia-Barbero (68) พบว่าในสถานะที่มีความชื้นโปรรุตเอ็มทีเอจะมีความแข็งแรงพันธะเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป โดยเพิ่มขึ้นต่อเนื่องจนถึงวันที่ 21 Aggarwal และคณะ (25) กล่าวว่าความต้านทานการหลุดออกของโปรรุตเอ็มทีเอสามารถเพิ่มขึ้นจนมีค่าใกล้เคียงกับไบโอเดนทินได้เมื่อเวลาผ่านไป รวมถึงโปรรุตเอ็มทีเอจะมีการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง Reyes-Carmona และคณะในปี 2009 (66) พบว่าเมื่อโปรรุตเอ็มทีเอสัมผัสกับสารละลายฟอสเฟตจะมีการตกผลึกสารซึ่งประกอบด้วยแคลเซียมและฟอสฟอรัส (phosphorus) โดยมีการตกผลึกมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไปและเมื่อสัมผัสกับสารละลายฟอสเฟตเป็นเวลา 2 เดือนสามารถพบผลึกที่เหมือนไฮดรอกซีอะพาไทต์บริเวณพื้นผิวระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน ซึ่งต่อมา Reyes-Carmona และคณะในปี 2010 (61) พบว่าโปรรุตเอ็มทีเอที่สัมผัสกับสารละลายฟอสเฟตเป็นเวลา 2 เดือน มีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเพิ่มมากขึ้น กล่าวได้ว่าผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นเหล่านี้จะไปส่งเสริมให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นความต้านทานการหลุดออกของโปรรุตเอ็มทีเอหลังจากวันที่ 7 ไปแล้วอาจมีค่าเท่ากับหรือมากกว่าไบโอเดนทินได้ ซึ่งไม่สามารถบอกได้ในการศึกษานี้เนื่องจากทดสอบที่ช่วงเวลาเดียว

การศึกษานี้ยังพบว่าไวก์โปรรุตเอ็มทีเอมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงกว่าเรโทรเอ็มทีเอเล็กน้อยแต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด สอดคล้องกับการศึกษาของ Üstün และคณะ (59) ที่พบว่าโปรรุตเอ็มทีเอมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงกว่าเรโทรเอ็มทีเอเล็กน้อยทั้งในสถานะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดแต่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งอาจเนื่องมาจากขนาดอนุภาคของโปรรุตเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีขนาดใกล้เคียงกัน (64) อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับเรโทรเอ็มทีเอยังมีน้อยอาจมีการศึกษาเพิ่มเติมในอนาคต

การศึกษานี้พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทั้งสามชนิดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Vanderweele และคณะ (3) และ Rahimi และคณะ (22) ที่พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้โปรรุตเอ็มทีเอมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลงอย่างมีนัยสำคัญ Adl และคณะ (23) พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้โปรรุตเอ็มทีเอและไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ขัดแย้งกับการศึกษาของ Aggarwal และคณะ (25) และ Üstün และคณะ (59) ที่พบว่าความต้านทานการหลุดออกของโปรรุตเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอในสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือดไม่ได้

แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และ Singla และคณะ (24) ที่พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ไบโอเดนทีนมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้น

เลือดมีส่วนประกอบที่เป็นเซลล์เม็ดเลือดและโปรตีนซึ่งจะไปอุดปิดท่อเนื้อฟันและทำให้เกิดช่องว่างระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน ชัดขวางการเกิดพันธะเชิงกลและเชิงเคมีของวัสดุกับเนื้อฟัน จนทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลง (22, 69) แต่อาจเกิดขึ้นเพียงบางส่วนทำให้วัสดุยังคงยึดติดกับเนื้อฟันได้อยู่ นอกจากนี้เลือดยังขัดขวางปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุทำให้วัสดุก่อตัวไม่สมบูรณ์ (20, 70) Nekoofer และคณะ (20) พบว่าเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดค่าความทนแรงอัดของเอ็มทีเอต่ำกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลกระทบต่อการทำงานของวัสดุทำให้เกิดการก่อผลึกที่ไม่สมบูรณ์และเกิดรูพรุนในวัสดุ Marquezan และคณะ (69) กล่าวว่าส่วนประกอบในเลือดจะทำหน้าที่คล้ายฟิลเลอร์ในช่วงที่เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน จนเกิดการรวมตัวกันของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตและเลือดเกิดเป็นสารประกอบเชิงซ้อน C-S-H-blood ส่งผลกระทบต่อการทำงานของซีเมนต์และการเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และยังส่งผลกระทบต่อเนื้อทำให้การก่อตัวของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลง Thanavibul และคณะ (71) พบว่าเมื่อไวท์เอ็มทีเอและไบโอเดนทีนสัมผัสเลือดในขณะที่ก่อตัวส่งผลให้การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ช้ากว่าในกลุ่มที่ไม่ได้สัมผัสกับเลือด Shalabi และคณะ (72) พบว่าการปนเปื้อนเลือดในขณะที่ไบโอเดนทีนก่อตัวส่งผลให้มีการเกิดไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลงเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ซึ่งการก่อตัวของซีเมนต์ที่ไม่สมบูรณ์และการเกิดไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ลดลงอาจส่งผลเสียต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

ในการศึกษานี้พบว่ารูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดของวัสดุทั้งในสถานะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดส่วนใหญ่เป็นความล้มเหลวแบบผสม (ร้อยละ 89.58) รองลงมาเป็นความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (ร้อยละ 10.42) และไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดติดในทุกกลุ่มการทดลอง สอดคล้องกับการศึกษาของ Rahimi และคณะ (22) ที่พบว่ารูปแบบความล้มเหลวทั้งหมดของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอทั้งในสถานะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดเป็นแบบผสม และการศึกษาของ Adl และคณะ (23) ที่พบว่ารูปแบบความล้มเหลวส่วนใหญ่ของโปรรูทเอ็มทีเอและไบโอเดนทีนทั้งในสถานะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดเป็นแบบผสม ซึ่งความล้มเหลวแบบผสมแสดงให้เห็นว่าบริเวณพื้นผิวที่ศึกษาวัสดุมีความล้มเหลวของการยึดติดเกิดขึ้นทั้งในตัวของตัวเองและระหว่างตัววัสดุกับเนื้อฟัน อย่างไรก็ตามการเกิดความล้มเหลวแบบผสมยังแสดงให้เห็นว่าตัววัสดุเองยังสามารถยึดกับเนื้อฟันได้ดีในบางบริเวณ (73) และการไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดติดใน

ทุกกลุ่มแสดงให้เห็นว่าวัสดุทั้งสามชนิดมีการยึดติดกับเนื้อฟันที่ดี แม้ในสภาวะที่มีการปนเปื้อน เลือดวัสดุจะมีความต้านทานการหลุดออกที่ลดลงแต่วัสดุก็ยังสามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้

การศึกษานี้เป็นการจำลองสถานการณ์ที่มีการปนเปื้อนของเลือดระหว่างที่อุดซ่อมรูทะลุ ง่ามรากฟันและหาค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุโดยใช้การทดสอบความแข็งแรงพันธะ ผลักออก ซึ่งเป็นการทดสอบหนึ่งที่สามารถใช้ประเมินความแข็งแรงพันธะระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ ได้ โดยค่าความแข็งแรงพันธะผลักออกที่ได้จะสื่อถึงความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ (7) รวมถึงการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลักออกยังคล้ายกับสถานการณ์จริงที่วัสดุอุดถูก ล้อมรอบด้วยเนื้อฟันและมีแรงกระทำบนวัสดุจนหลุดออกจากรูทะลุ จึงเป็นวิธีที่เหมาะสมนำมาใช้ใน ประเมินความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเมื่อจำลองการอุดซ่อมรูทะลุ ง่ามรากฟัน (7, 22) โดยการเลือกห้วงทดสอบก็มีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะผลักออกที่ได้ Pane และคณะ (74) พบว่า ห้วงทดสอบที่มีขนาดอยู่ระหว่างร้อยละ 50-90 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันจะไม่ส่งผล ต่อค่าความแข็งแรงพันธะผลักออก Chen และคณะ (75) ศึกษาโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element method) พบว่าขนาดห้วงทดสอบควรมีขนาดไม่เกินร้อยละ 85 ของเส้นผ่าน ศูนย์กลางคลองรากฟันเพราะถ้ามากกว่าค่านี้จะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลักออกสูงเกินไป และห้วงทดสอบไม่ควรมีขนาดเล็กเกินไปจนทำให้เกิดรอยเจาะบนผิววัสดุ ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่า ห้วงทดสอบควรมีขนาดอยู่ระหว่างร้อยละ 50 - 85 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟัน เพื่อ ไม่ให้ค่าที่ออกมาสูงหรือต่ำเกินไป การศึกษานี้จึงเลือกใช้ห้วงทดสอบขนาด 1 มิลลิเมตร กับเส้น ผ่านศูนย์กลางรูทะลุขนาด 1.3 มิลลิเมตร ซึ่งขนาดของรูทะลุอ้างอิงมาจากการศึกษาก่อนหน้า (22, 23, 25, 59) โดยขนาดห้วงทดสอบคิดเป็นร้อยละ 77 ของเส้นผ่านศูนย์กลางรูทะลุ สำหรับการ ความลึกของรูทะลุ Deutsch และ Musikant (76) พบว่าความหนาเฉลี่ยของเนื้อฟันบริเวณง่าม รากฟันในฟันกรามคือ  $2.96 \pm 0.78$  มิลลิเมตร ดังนั้นจึงเตรียมความลึกของรูทะลุเท่ากับ 2 มิลลิเมตร ซึ่งเท่ากับการศึกษาก่อนหน้า (22, 23, 25, 59) ทำให้สามารถเปรียบเทียบค่าได้

เวลาที่ทดสอบความแข็งแรงพันธะผลักออกก็มีความสำคัญเช่นกัน จากการศึกษาในแบบ จำนวนรูทะลุ ง่ามรากฟันก่อนหน้านี้นี้หลายการศึกษา (3, 22, 25) พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะ โปรรูทเอ็มทีเอและไปโอเดนทินในวันที่ 7 มากกว่าวันแรกที่ทดสอบอย่างมีนัยสำคัญและได้แนะนำ ให้บูรณะวัสดุถาวรในวันที่ 7 เนื่องจากวัสดุในช่วงเวลานี้มีความต้านทานการหลุดออกสูง จึงเป็น เหตุให้การศึกษานี้เลือกทดสอบความแข็งแรงพันธะผลักออกในวันที่ 7 โดยสาเหตุที่วัสดุมีความ ต้านทานการหลุดออกที่เพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป เนื่องจากเอ็มทีเอมีปฏิกิริยาการก่อตัวต่อเนื่องแม้ ผ่านช่วงเวลาที่ยึดติดแล้วและส่งผลให้ความแข็งแรงพันธะสูงขึ้น (68, 77)



การศึกษานี้ได้มีการดัดแปลงบางส่วนจากการศึกษาในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟันก่อนหน้า (22, 23, 25, 59) โดยการศึกษาก่อนหน้านี้ใช้ฟองน้ำคอลลาเจน (collagen sponge) เป็นตัวกั้นไม่ให้วัสดุอุดเกินออกจากบริเวณรูทะลุขณะอุดวัสดุ การศึกษานี้ได้เปลี่ยนไปใช้วัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดดีแทนเนื่องจากวัสดุพิมพ์สามารถลอกเลียนแบบบริเวณง่ามรากฟันได้ดีทำให้มีความแนบสนิทกับพื้นบริเวณนั้นรวมถึงวัสดุพิมพ์ซิลิโคนชนิดพุดดีมีความแข็งแรงจึงสามารถกดอัดวัสดุอุดให้แน่นเต็มได้ง่ายโดยวัสดุไม่เกินออกจากบริเวณรูทะลุ และเปลี่ยนขั้นตอนการป่นเปื้อนเลือดโดยการศึกษาก่อนหน้านี้ใช้แท่นกระดาษซับ (paper point) ในการซับเลือดออกจากรูทะลุ การศึกษานี้เปลี่ยนไปใช้ยางเป่าลมเป่าเลือดออกจากรูทะลุแทนเพื่อให้เลือดเหลืออยู่บริเวณผนังโดยรอบของรูทะลุอย่างสม่ำเสมอ

ภายหลังจากการอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันแล้วจะต้องมีการบูรณะวัสดุอุดถาวรด้านบน ดังนั้นวัสดุอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเหล่านี้ย่อมต้องได้รับแรงจากการกดอัดวัสดุด้านบน ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจึงเป็นคุณสมบัติที่สำคัญที่ต้องนำมาเป็นข้อพิจารณาในการเลือกวัสดุซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเนื่องจากถ้าวัสดุมีความต้านทานการหลุดออกของวัสดุไม่เพียงพออาจส่งผลต่อความสำเร็จในการรักษาได้ (25) การบูรณะวัสดุอุดถาวรด้านบนนั้นอาจมีโอกาสดำเนินการบูรณะเป็นอะมัลกัมซึ่งเป็นวัสดุที่ต้องใช้แรงกดอัดสูงจึงอาจส่งผลต่อวัสดุซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันได้ โดยแรงที่แนะนำให้ใช้ในการกดอัดอะมัลกัมอยู่ที่ 10-20 เมกะปาสคาล (78) ซึ่งตัวเลขนี้ได้มาจากการทดลองในห้องปฏิบัติการ อย่างไรก็ตามในทางคลินิกแรงที่ใช้กดอัดอะมัลกัมอาจต่ำกว่าค่านี้ Lussi และคณะ (78) ได้ทดลองหาค่าแรงที่ใช้กดอัดอะมัลกัมในผู้ป่วยจริงพบว่าแรงกดอัดอะมัลกัมขึ้นอยู่กับขนาดของพลั๊กเกอร์โดยเมื่อใช้พลั๊กเกอร์ขนาดใหญ่ค่าแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมอยู่ที่ 5.5+1.8 เมกะปาสคาล ขณะที่เมื่อใช้พลั๊กเกอร์ขนาดเล็กค่าแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมอยู่ที่ 8.9±2.4 เมกะปาสคาล และพบว่าแรงโดยเฉลี่ยที่ใช้ในการกดอัดอะมัลกัมอยู่ที่ 2.2±0.9 เมกะปาสคาล เมื่อใช้พลั๊กเกอร์ขนาดใหญ่ และ 3.7 ±2.4 เมกะปาสคาล เมื่อใช้พลั๊กเกอร์ขนาดเล็ก

การศึกษานี้พบว่าค่าความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ และไบโอเดนทีนในสถานะที่ไม่มีการป่นเปื้อนเลือดอยู่ที่ 10.33 ± 2.17 เมกะปาสคาล 9.69 ± 1.87 เมกะปาสคาล และ 15.76 ± 2.47 เมกะปาสคาล ตามลำดับ แสดงว่าเมื่อไม่มีการป่นเปื้อนเลือดวัสดุทั้งสามชนิดสามารถทนต่อแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมได้ไม่ว่าจะใช้พลั๊กเกอร์ขนาดใดก็ตาม ส่วนความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ และไบโอเดนทีนในสถานะที่มีการป่นเปื้อนเลือดอยู่ที่ 7.42 ± 1.09 เมกะปาสคาล 6.73 ± 1.08 เมกะปาสคาล และ 13.24 ± 1.93 เมกะปาสคาล ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าไบโอเดนทีนในสถานะที่มีการป่นเปื้อนเลือดแม้มีความ

ด้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลงก็ตามแต่ยังสามารถทนต่อแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมได้ ส่วนไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดไม่สามารถทนแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมจากปลั๊กเกอร์ขนาดเล็กได้แต่ทนยังสามารถทนแรงสูงสุดที่ใช้กดอัดอะมัลกัมจากปลั๊กเกอร์ขนาดใหญ่ได้ ดังนั้นเมื่อใช้วัสดุทั้งสองชนิดอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันและมีการปนเปื้อนเลือดควรมีความระมัดระวังไม่ใช้แรงกดมากเกินไป

อย่างไรก็ตามควรหลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดในขณะที่อุดซ่อมรูทะลุเพื่อให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุรวมถึงคุณสมบัติด้านอื่นของวัสดุอยู่ในสถานะที่ดีที่สุด แต่ในกรณีที่ไม่ได้มีการปนเปื้อนเลือดเข้ามาจะเห็นว่าการทดลองภายใต้การจำลองสถานการณ์การอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยวัสดุสามชนิดในการศึกษานี้ ไบโอดีนที่มีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงที่สุดแม้อยู่ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด ดังนั้นจึงอาจเป็นตัวเลือกหนึ่งสำหรับใช้อุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันเมื่อไม่สามารถเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดได้และจำเป็นต้องบูรณะด้านบนด้วยวัสดุที่ต้องอาศัยแรงกดสูง เช่น อะมัลกัม เป็นต้น

ถึงแม้ว่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจะเป็นคุณสมบัติที่สำคัญในการพิจารณาเลือกใช้วัสดุอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน แต่ควรพิจารณาถึงคุณสมบัติด้านอื่นของวัสดุด้วย เช่น ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ความคงตัว การละลายตัว การเปลี่ยนสีฟัน และการฉีกของวัสดุ เป็นต้น

### **ข้อเสนอแนะ**

การศึกษานี้เป็นเพียงการจำลองสถานการณ์การอุดซ่อมรูทะลุบริเวณง่ามรากฟันด้วยวัสดุสามชนิดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด แต่อย่างไรก็ตามการปนเปื้อนเลือดอาจส่งผลต่อคุณสมบัติอื่นของวัสดุ เช่น ความทนแรงอัด, ความแข็งผิว หรือความสามารถในการฉีกของวัสดุ เป็นต้น รวมถึงวัสดุอาจสัมผัสกับสภาวะอื่นๆ นอกเหนือจากปนเปื้อนเลือดเช่น สภาวะความเป็นกรดจากการอักเสบของเนื้อเยื่อหรือสัมผัสกับสารเหลวในเนื้อเยื่อที่มีส่วนประกอบของฟอสเฟต เป็นต้น ซึ่งอาจทำให้คุณสมบัติของวัสดุเปลี่ยนแปลงไปจึงอาจมีการศึกษาต่อไปในอนาคต



## บรรณานุกรม

1. Estrela C, Decurcio DA, Rossi-Fedele G, Silva JA, Guedes OA, Borges Á H. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. Brazilian oral research. 2018;32(suppl 1):e73.
2. Saed SM, Ashley MP, Darcey J. Root perforations: aetiology, management strategies and outcomes. The hole truth. Br Dent J. 2016;220(4):171-80.
3. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. J Endod. 2006;32(5):421-4.
4. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. Endodontics & dental traumatology. 1996;12(6):255-64.
5. Seltzer S, Sinai I, August D. Periodontal Effects of Root Perforations Before and During Endodontic Procedures. Journal of Dental Research. 1970;49(2):332-9.
6. Saghiri MA, Shokouhinejad N, Lotfi M, Aminsobhani M, Saghiri AM. Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. J Endod. 2010;36(11):1856-9.
7. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. J Endod. 2012;38(2):245-9.
8. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. J Endod. 1993;19(11):541-4.
9. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. J Endod. 1993;19(12):591-5.
10. Daoudi MF, Saunders WP. In vitro evaluation of furcal perforation repair using mineral trioxide aggregate or resin modified glass ionomer cement with and without the use of the operating microscope. J Endod. 2002;28(7):512-5.
11. Pitt Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong C-U, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. Oral Surgery, Oral Medicine,

Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 1995;79(6):756-63.

12. Yildirim T, Gençoğlu N, Firat I, Perk C, Guzel O. Histologic study of furcation perforations treated with MTA or Super EBA in dogs' teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2005;100(1):120-4.
13. Unal GC, Maden M, Isidan T. Repair of Furcal Iatrogenic Perforation with Mineral Trioxide Aggregate: Two Years Follow-up of Two Cases. *European journal of dentistry*. 2010;4(4):475-81.
14. Pace R, Giuliani V, Pagavino G. Mineral trioxide aggregate as repair material for furcal perforation: case series. *J Endod*. 2008;34(9):1130-3.
15. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of Root Perforations Using Mineral Trioxide Aggregate: A Long-term Study. *Journal of Endodontics*. 2004;30(2):80-3.
16. Mente J, Leo M, Panagidis D, Saure D, Pfefferle T. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations-long-term results. *J Endod*. 2014;40(6):790-6.
17. Torabinejad M, Parirokh M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J*. 2018;51(3):284-317.
18. Jang YE, Lee BN, Koh JT, Park YJ, Joo NE, Chang HS, et al. Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restorative dentistry & endodontics*. 2014;39(2):89-94.
19. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I: vital pulp therapy. *Int Endod J*. 2018;51(2):177-205.
20. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010;43(9):782-91.
21. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod*. 1994;20(4):159-63.

22. 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. *J Endod.* 2013;39(5):697-700.
23. Adl A, Sadat Shojaee N, Pourhatami N. Evaluation of the Dislodgement Resistance of a New Pozzolan-Based Cement (EndoSeal MTA) Compared to ProRoot MTA and Biodentine in the Presence and Absence of Blood. *Scanning.* 2019;2019:3863069.
24. Singla M, Verma KG, Goyal V, Jusuja P, Kakkar A, Ahuja L. Comparison of Push-Out Bond Strength of Furcation Perforation Repair Materials - Glass Ionomer Cement Type II, Hydroxyapatite, Mineral Trioxide Aggregate, and Biodentine: An in vitro Study. *Contemporary clinical dentistry.* 2018;9(3):410-4.
25. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *Journal of conservative dentistry.* 2013;16(5):462-5.
26. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.* 2017;51(3 Suppl 1):S128-s37.
27. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995).* 2015;36(4):247-52; quiz 54, 64.
28. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006;32(3):193-7.
29. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2008;24(2):149-64.
30. Shen Y PB, Yang Y, Ma J, Happsalo M. . what do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? . *Endod Topics.* 2015;32:47-85.
31. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):101-3.
32. Camilleri J. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *Journal of*

conservative dentistry. 2008;11(4):141-3.

33. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RF, Guimarães BM, Duarte MA. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod.* 2014;40(8):1235-40.

34. Vallés M, Mercadé M, Duran-Sindreu F, Bourdelande JL, Roig M. Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *J Endod.* 2013;39(4):525-8.

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

36. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349-53.

37. Septodont. Biodentine[Internet] [cited 2022 Jan 7]. Available from: <https://www.septodontusa.com/products/biodentine>.

38. 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).

39. Yousef M, Abuzeid S, Alothmani O. Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate: An Analysis of Solubility, pH Changes and Leaching Elements. *Life Science Journal.* 2015;12:1097-8135.

40. Mori GG, Teixeira LM, de Oliveira DL, Jacomini LM, da Silva SR. Biocompatibility evaluation of biodentine in subcutaneous tissue of rats. *J Endod.* 2014;40(9):1485-8.

41. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Häkkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod.* 2013;39(4):478-83.

42. Alzraikat H, Taha N, Salameh A. A comparison of physical and mechanical properties of Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Research in Medical and Dental Science.* 2016;4:121.

43. 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.

44. BioMTA. RetroMTA [Internet]. [Cited 2022 Jan 7]. Available from: [http://www.biomta.com/shop/eng/product\\_5.php](http://www.biomta.com/shop/eng/product_5.php).
45. Pornamazeh T, Yadegari Z, Ghasemi A, Sheikh-AI-Eslamian SM, Shojaeian SH. In Vitro Cytotoxicity and Setting Time Assessment of Calcium-Enriched Mixture Cement, Retro Mineral Trioxide Aggregate and Mineral Trioxide Aggregate. *Iranian Endodontic Journal*. 2017;12:488-92.
46. Chaves de Souza L, Yadlapati M, Dorn S, Silva R, Letra A. Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2015;23:383-9.
47. Chung CJ, Kim E, Song M, Park J-W, Shin S-J. 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.
48. Varol B, Tuna E, karslı E, Kasımoğlu Y, Koruyucu M, Seymen F, et al. Evaluation of cytotoxicity and gelatinases activity in 3T3 fibroblast cell by root repair materials. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30:1-7.
49. Che J-L, Kim J-H, Kim S-M, Choi N-k, Moon H-J, Hwang MJ, et al. Comparison of Setting Time, Compressive Strength, Solubility, and pH of Four Kinds of MTA. *Korean Journal of Dental Materials*. 2016;43:61-72.
50. ElDeeb ME, ElDeeb M, Tabibi A, Jensen JR. An evaluation of the use of amalgam, Cavit, and calcium hydroxide in the repair of furcation perforations. *J Endod*. 1982;8(10):459-66.
51. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. *Journal of conservative dentistry* 2015;18(6):445-8.
52. Silva LAB, Pieroni K, Nelson-Filho P, Silva RAB, Hernández-Gatón P, Lucisano MP, et al. Furcation Perforation: Periradicular Tissue Response to Biodentine as a Repair Material by Histopathologic and Indirect Immunofluorescence Analyses. *J Endod*. 2017;43(7):1137-42.
53. Cardoso M, Dos Anjos Pires M, Correló V, Reis R, Paulo M, Viegas C. Biodentine

- for Furcation Perforation Repair: An Animal Study with Histological, Radiographic and Micro-Computed Tomographic Assessment. *Iran Endod J.* 2018;13(3):323-30.
54. Thakur S, Rani A. Management of Iatrogenic Furcation Perforation in Mandibular First Molar With Biodentine- Two Years Follow Up. *Dental Journal of Advance Studies.* 2017;05:047-50.
55. Subbaiyan H, Ajitha P. Perforation Repair Using Absorbable Collagen Sponge and Biodentine. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2018;12.
56. 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. *Restorative dentistry & endodontics.* 2013;38(3):128-33.
57. Hasheminia S, Nejad S, Dianat O, Modaresi J, Mahjour F. Comparing the sealing properties of mineral trioxide aggregate and an experimental ceramic based root end filling material in different environments. *Indian Journal of Dental Research.* 2013;24(4):474-7.
58. 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.
59. Üstün Y, Topçuo lu 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.
60. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res.* 2012;91(5):454-9.
61. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod.* 2010;36(2):286-91.
62. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J*



Endod. 2013;39(3):380-4.

63. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lotfi M, Asatourian A, Ahmadi H. Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dental traumatology* 2013;29(4):323-7.

64. Ha WN, Bentz DP, Kahler B, Walsh LJ. D90: The Strongest Contributor to Setting Time in Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement. *J Endod.* 2015;41(7):1146-50.

65. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J.* 2013;46(9):808-14.

66. 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. *J Endod.* 2009;35(5):731-6.

67. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J.* 2011;44(12):1081-7.

68. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod.* 2006;32(9):894-6.

69. Marquezan FK, Kopper PMP, Dullius AldS, Ardenghi DM, Grazziotin-Soares R. Effect of Blood Contamination on The Push-Out Bond Strength of Calcium Silicate Cements. *Brazilian dental journal.* 2018;29:189-94.

70. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2011;44(11):1011-8.

71. Thanavibul N PA, Ratisoontorn C. Effects of Blood Contamination on Apatite Formation, pH and Ion Release of Three Calcium Silicate-based Materials. *J Dent Assoc Thai.* 2019;69(3):324-33.

72. Shalabi M, Saber S, Elsewify T. Influence of blood contamination on the bond strength and biointeractivity of Biodentine used as root-end filling. *The Saudi Dental Journal.* 2020;32(8):373-81.

73. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu A, Brambilla E, Ivanišević Maičić A, et al.



- Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clinical oral investigations*. 2018;22(3):1559-65.
74. Pane ES, Palamara JE, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod*. 2013;39(5):669-73.
75. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod*. 2013;39(2):283-7.
76. Deutsch AS, Musikant BL. Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *J Endod*. 2004;30(6):388-90.
77. Chedella SC, Berzins DW. A differential scanning calorimetry study of the setting reaction of MTA. *Int Endod J*. 2010;43(6):509-18.
78. Lussi A, Brunner M, Portmann P, Buerger W. Condensation pressure during amalgam placement in patients. *European journal of oral sciences*. 1995;103(6):388-93.



ภาคผนวก

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	อารยา คลอวุฒินันท์
วัน เดือน ปี เกิด	24 มกราคม 2534
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จากมหาวิทยาลัยมหิดล วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ทันตกรรมคลินิก) มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	111/176 หมู่ 4 ถนนช่างอากาศอุทิศ แขวงดอนเมือง เขตดอนเมือง จังหวัดกรุงเทพมหานคร 10210

