



ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของวัสดุเคลือบซีเมนต์  
ซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด

THE EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON SETTING TIME AND WASHOUT  
RESISTANCE OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS

ปิยะนาถ ทนุก

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2565

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของวัสดุเคลือบ  
ซีลิกेटซีเมนต์ 3 ชนิด



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2565  
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

THE EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON SETTING TIME AND WASHOUT  
RESISTANCE OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS



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

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2022

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของวัสดุเคลือบเซรามิกชนิดซีเมนต์ 3 ชนิด

ของ

ปิยะนาถ ทนุก

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์จักรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก

(อาจารย์ ดร. ทพญ.กุลนันท์ ดำรงวุฒิ)

..... ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพ.วรรณณะ สัตตบรรณสุข)

..... กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ชินาลัย ปิยะชน)

ชื่อเรื่อง	ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของวัสดุเคลือบซีเมนต์ซีเมนต์ 3 ชนิด
ผู้วิจัย	ปิยะนาถ ทนุก
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2565
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. ทพญ. กุลนันท์ ดำรงวุฒิ

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัว และความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: แบ่งกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดและกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ในกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดสร้างสภาวะโดยหยดเลือดลงในแม่พิมพ์แล้วดูดออก จากนั้นใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์ หยดเลือดเคลือบบนผิวด้านบนของวัสดุและนำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อชิ้นงาน ส่วนกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดเมื่อใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์แล้วจึงห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดจนถึงระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จากนั้นทดสอบระยะเวลาการก่อตัวด้วยเครื่องทดสอบสากล จับเวลาตั้งแต่ผสมจนถึงระยะเวลาที่ห้วกไม่สามารถสร้างรอยกดลักษณะวงกลมอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิว และทดสอบความต้านทานการชะล้างโดยใช้วิธี Metered spray testing ทดสอบภายใน 2 นาทีหลังผสมวัสดุเสร็จ จากนั้นชั่งน้ำหนักแล้วคำนวณปริมาณวัสดุที่ลดลงออกมาเป็นร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง บันทึกค่าและนำข้อมูลมาวิเคราะห์โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซีแคด ผลการศึกษา: วัสดุทั้งสามชนิดมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อปนเปื้อนเลือด โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวสูงกว่าไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ สำหรับความต้านทานการชะล้างของวัสดุพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด พิจารณาแยกตามสภาวะพบว่าในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรูทเอ็มทีเอถูกชะล้างน้อยที่สุดและไบโอเดนทินถูกชะล้างมากที่สุด ส่วนในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรูทเอ็มทีเอถูกชะล้างน้อยที่สุดและเรโทรเอ็มทีเอถูกชะล้างมากที่สุด สรุป: โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุสูงที่สุดในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด โดยแตกต่างกับไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในทั้งสองสภาวะ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดและลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ซึ่งการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไบโอเดนทินมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดขณะไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับเพิ่มขึ้นเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด

คำสำคัญ : ระยะเวลาการก่อตัว, ความต้านทานการชะล้างของวัสดุ, การปนเปื้อนเลือด, โปรรูทเอ็มทีเอ, ไบโอเดนทิน, เรโทรเอ็มทีเอ

Title	THE EFFECT OF BLOOD CONTAMINATION ON SETTING TIME AND WASHOUT RESISTANCE OF THREE CALCIUM SILICATE CEMENTS
Author	PIYANAT THANUK
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2022
Thesis Advisor	Dr. Kunlanun Dumrongvute

This study aims to compare the effect of blood contamination on the setting time and washout resistance of ProRoot MTA, Biodentine, and RetroMTA. The materials and methods were as follows: ProRoot MTA, Biodentine, and RetroMTA were divided into two groups; the blood-contaminated and the blood-uncontaminated groups. The condition of blood-contaminated group was created by dropping blood into the mold and aspirating it, then putting the material into the mold. A drop of blood was applied to the surface of the material and the specimen was wrapped in moist gauze. For the blood-uncontaminated group, it was wrapped in material in the mold, until each material reached initial setting time. The setting time was tested by a universal testing machine from mixing until the indenter failed to create a completely circular impression on the surface. The washout resistance was tested by metered spray testing within two minutes after mixing. After that, weighed and calculated the decreased material as the percentage of washout material. The values were recorded and the data were analyzed using two-way ANOVA and post-hoc Sidak test. The results of the study were as follows: the setting time of all three materials showed a significant increase under blood-contaminated conditions. The setting time of ProRootMTA was significantly higher than Biodentine and RetroMTA in both conditions. For the washout resistance test, under the blood contamination, average percentage of all three types of washout materials was significantly different from those without blood contamination. Considering each condition, under blood-uncontaminated condition, ProRoot MTA washed the least, while Biodentine washed the most. In terms of blood contamination, RetroMTA washed the most, whereas ProRootMTA washed the least. Conclusion: ProRootMTA had the highest setting time in both conditions, significantly different from Biodentine and RetroMTA. The setting time of all three materials significantly increased as a result of blood contamination. For washout resistance, the percentages of the washout materials varied significantly in both conditions. ProRoot MTA showed the highest washout resistance and decreased when the material was contaminated with blood. After blood contamination, the washout resistance of ProRoot MTA and RetroMTA significantly decreased. Biodentine showed the least washout resistance before becoming blood-contaminated, although this resistance increased afterward.

Keyword : setting time, washout resistance, blood contamination, ProRootMTA, Biodentine, RetroMTA

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือจากคณาจารย์และบุคลากรหลายท่าน โดยได้รับความกรุณาอย่างสูงจาก อ.ทพญ.ดร.กุลนันท์ ดำรงวุฒิ อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก ที่กรุณาให้คำปรึกษา และแนะนำแนวทางการแก้ปัญหาเพื่อให้อาจารย์ที่ปรึกษาสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ รวมไปถึงอาจารย์ทุกท่านที่กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำและความหวังดีเสมอมา

ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยและพัฒนาทันตวัสดุ รวมไปถึงเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สำหรับความช่วยเหลือและแนะนำการใช้เครื่องมือและอำนวยความสะดวกในการทำวิจัย

สุดท้ายขอขอบพระคุณบิดา มารดา และเพื่อน ๆ ทุกคน ที่ให้การสนับสนุนและให้กำลังใจ รวมไปถึงคอยให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลือเสมอมา จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

ปิยะนาถ ทนุก

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ .....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง .....	1
คำถามการวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย .....	3
จุดมุ่งหมายของการวิจัย .....	4
ขอบเขตของการวิจัย .....	4
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	4
กรอบแนวคิดวิจัย.....	5
สมมติฐานงานวิจัย.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
แคลเซียมซิติเลตซีเมนต์.....	7
1. โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot MTA) .....	7
2. ไบโอบอนด์ (Biodentine) .....	10
3. เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA).....	11
ระยะเวลาก่อตัวของแคลเซียมซิติเลตซีเมนต์ .....	12



ความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ .....	13
ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อคุณสมบัติของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ .....	16
1. ผลกระทบต่อความทนแรงอัด (compressive strength) ของวัสดุ.....	17
2. ผลกระทบต่อการต้านทานการหลุดออก (push-out bond strength) ของวัสดุ.....	17
3. ผลกระทบต่อความสามารถในการฟันึกของวัสดุ .....	18
4. ผลกระทบต่อระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ .....	18
5. ผลกระทบต่อความต้านทานการชะล้างของวัสดุ .....	19
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย .....	20
การคำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างและแบ่งกลุ่มทดลอง.....	20
การเตรียมแม่พิมพ์ที่ใช้ในการศึกษา .....	20
การสร้างแบบจำลอง (model) สำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง .....	21
การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการศึกษา.....	22
การเตรียมชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบระยะเวลาก่อตัว .....	23
การเตรียมชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ .....	24
การทดสอบระยะเวลาก่อตัว .....	24
การทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ .....	25
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	26
บทที่ 4.....	27
ผลการศึกษา.....	27
การทดสอบระยะเวลาก่อตัว .....	27
การทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ .....	29
บทที่ 5.....	32
สรุปผลการศึกษา อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	32

สรุปผลการศึกษา.....	32
อภิปรายผล.....	32
ข้อเสนอแนะ.....	38
บรรณานุกรม.....	39
ประวัติผู้เขียน.....	47



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 กลุ่มการศึกษา.....	20
ตาราง 2 ค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ.....	27
ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยการชะล้างของวัสดุ.....	30



## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 แสดงเกรย์เอ็มทีเอ (ซ้าย) ไวท์เอ็มทีเอ (ขวา).....	10
ภาพประกอบ 2 แสดงไบโอเดนนิน.....	11
ภาพประกอบ 3 แสดงเรโทรเอ็มทีเอ .....	12
ภาพประกอบ 4 แสดงแบบจำลองการทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Drop method (ซ้าย) จำลอง 1 รอบของการทดสอบ (ขวา) (47) .....	15
ภาพประกอบ 5 แสดงการทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing (47) .....	16
ภาพประกอบ 6 แสดงแบบจำลองแม่พิมพ์การทดสอบระยะเวลาก่อตัว (ซ้าย) และการทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ขวา) .....	21
ภาพประกอบ 7 แสดงแบบจำลองอุปกรณ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ซ้าย) แม่พิมพ์สำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ขวา) (47) .....	22
ภาพประกอบ 8 แสดงช่วงเวลาการกดของวัสดุทั้งสามชนิด .....	25
ภาพประกอบ 9 แสดงเครื่องทดสอบสากล .....	25
ภาพประกอบ 10 แสดงการทดสอบความต้านทานการชะล้าง .....	26
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุจำแนกตามการมีหรือไม่มี การปนเปื้อนเลือด .....	28
ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุจำแนกตามชนิดของวัสดุ..	28
ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุจำแนกตามการมีหรือไม่มี การปนเปื้อนเลือด .....	30
ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุจำแนกตามชนิดของวัสดุ	31

## บทที่ 1

### บทนำ

#### ภูมิหลัง

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement) เป็นวัสดุไบโอเซรามิกส์ (Bioceramics) ที่มีการนำมาใช้ในทางเอ็นโดดอนติกส์เป็นครั้งแรก เมื่อปี ค.ศ. 1993 ในรูปแบบของมินอรัลไตรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate ; MTA) ซึ่งพัฒนาเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดทางเชื่อมต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและช่องปาก ให้ความแนบสนิทในงานศัลยกรรมปลายรากฟัน (apical seal) และใช้ในการซ่อมแซมรูทะลุบริเวณรากฟันและง่ามรากฟัน (root perforations) (1) เอ็มทีเอมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับคุณสมบัติในอุดมคติของซีเมนต์หลายประการ ได้แก่ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) มีความแนบสนิทสูง (hermetic seal) (2) มีคุณสมบัติปลดปล่อยแคลเซียมและสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ส่งผลเพิ่มความสามารถในการปิดผนึกที่ดี เหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง (3) มีความต้านทานต่อเชื้อจุลินทรีย์ (antimicrobial property) อีกทั้งยังมีการคงสภาพได้ดีและขยายตัวเล็กน้อยขณะก่อตัว (dimensional stable) (4)

อย่างไรก็ตามเอ็มทีเอยังคงมีข้อด้อยสำคัญคือระยะเวลาก่อตัว (setting time) นาน โดยมีระยะเวลาในการก่อตัวเริ่มต้น (initial setting time) 165 นาที (5) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย (final setting time) 228.33-279 นาที (6, 7) ซึ่งการมีระยะเวลาก่อตัวนานส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกได้ เนื่องจากซีเมนต์มีความสามารถในการคงรูปร่างต่ำในช่วงที่มีการก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดการรั่วซึมและแตกหักของซีเมนต์ (8) รวมไปถึงเพิ่มโอกาสเกิดการชะล้างออกจากพื้นที่ทำงานเมื่อสัมผัสกับเลือดหรือของเหลวอื่น ๆ (9) นอกจากนี้โปรรูทเอ็มทีเอยังควบคุมการใช้งานได้ยาก และทำให้ฟันเปลี่ยนสี ดังนั้นในปัจจุบันจึงมีความพยายามพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับโปรรูทเอ็มทีเอ โดยปรับปรุงข้อด้อยของโปรรูทเอ็มทีเอแต่คงคุณสมบัติที่ดีไว้ ได้แก่ ไบโอบีเดนทีน (Biodentine<sup>®</sup>) ซึ่งมีส่วนประกอบหลักคือไตรแคลเซียมซิลิเกตคล้ายคลึงกับโปรรูทเอ็มทีเอ แต่มีการเติมแคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride ; CaCl<sub>2</sub>) ในส่วนของเหลวซึ่งเป็นสารเร่งปฏิกิริยาก่อตัว จึงทำให้มีระยะเวลาก่อตัวที่เร็วขึ้น มีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 10-12 นาที (10) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 45-85.66 นาที (6, 11) เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA<sup>®</sup>) ซึ่งเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีส่วนประกอบหลักแตกต่างจากโปรรูทเอ็มทีเอ มีแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) ที่มีอนุภาคเล็กเป็นส่วนประกอบหลัก จึงเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับน้ำ ทำให้เกิดปฏิกิริยากับส่วนน้ำ (hydration reaction) เร็วขึ้น ส่งผลเร่งปฏิกิริยา ทำให้มี

ระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3 นาที (12) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 18.1 นาที (7)

เนื่องด้วยคุณสมบัติที่ดีของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (13) จึงมีการนำมาใช้ในทางเอ็นโด- ดอนติกส์ได้อย่างหลากหลาย ได้แก่ ซ่อมแซมรูทะลุบริเวณรากฟันและง่ามรากฟัน กระบวนการ เหนียวน้ำให้ปลายรากปิด (apexification) การรักษาเนื้อเยื่อในแบบคงความมีชีวิต (vital pulp therapy) การอุดย่นปลายรากฟัน (root-end filling) รวมไปถึงการทำรีเจนเนอเรทีฟเอ็นโด- ดอนติกส์ (regenerative endodontics) (14) ซึ่งการใช้งานในทางคลินิกของแคลเซียมซิลิเกต ซีเมนต์มีโอกาสสัมผัสกับเลือดได้บ่อยครั้ง อาจเกิดการปนเปื้อนเลือดระหว่างขั้นตอนการใส่วัสดุ หรือหลังจากใส่วัสดุแล้ว ทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของซีเมนต์หลายประการ (15) เช่น เปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางจุลภาคของพื้นผิว (surface microstructure) (16) ความแข็งผิว (surface microhardness) (16) ความทนแรงอัด (compressive strength) (15) ความต้านทาน การหลุดออกของวัสดุ (push-out bond strength) (17) และระยะเวลาก่อตัว (18) โดย Charland และคณะ (18) ได้ศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการก่อตัวของโปรรูทเอ็มทีเอ และเอ็นโด- ซีควนซ์อาร์อาร์เอ็ม (ESRRM) เมื่ออยู่ในสถานะที่มีเลือด พบว่าซีเมนต์ทั้ง 2 ชนิดมีระยะเวลา ก่อตัวที่นานมากขึ้น โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัว 36 ชั่วโมง สอดคล้องไปกับการศึกษา ของ Alhodiry และคณะ (19) พบว่าเมื่อมีการปนเปื้อนของเลือดและน้ำลาย ส่งผลให้เอ็มทีเอ และไบโอเดนทินมีระยะเวลาก่อตัวมากขึ้น ดังนั้นจะเห็นได้ว่าเมื่อเอ็มทีเอปนเปื้อนเลือดทำให้มี ระยะเวลาก่อตัวที่นานกว่าปกติ รวมไปถึงแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ปรับปรุงคุณสมบัติแล้วอย่าง ไบโอเดนทินเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดก็ส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นได้เช่นกัน (19) อีกทั้ง แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เมื่อมีการสัมผัสกับเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ (tissue fluid) ในช่วงที่ก่อตัว ไม่สมบูรณ์ทำให้มีโอกาสเกิดการชะล้างออกไปจากบริเวณที่รักษา จากการศึกษาของ Kim และ คณะ (20) พบว่าเอ็มทีเอไม่สามารถก่อตัวในซีรัมของตัวอ่อนลูกวัว (Fetal bovine serum ; FBS) ได้ และเกิดการชะล้างเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน ดังนั้นจะเห็นได้ว่าเมื่อเอ็มทีเอสัมผัสกับ สารน้ำเนื้อเยื่อหรือซีรัม ส่งผลให้การก่อตัวเกิดได้ไม่สมบูรณ์ ทำให้มีความสามารถในการคงรูปร่าง ต่ำ จึงเพิ่มโอกาสให้เกิดการชะล้างเมื่อสัมผัสกับของเหลว ส่งผลให้ความแนบสนิทของซีเมนต์กับ ผันงกลองรากฟันลดลง เกิดเป็นช่องทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลาย รากฟัน หากซีเมนต์มีการก่อตัวเร็วขึ้นก่อนสัมผัสเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ จะสามารถลดการชะล้าง ของซีเมนต์ได้ (21) จากการศึกษาของ Choi และคณะ (21) พบว่าเอ็นโดเซ็ม (Endocem) ซึ่งเป็น แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติให้มีการก่อตัวเร็วขึ้น โดยมีระยะเวลาก่อตัว

สุดท้าย 4 นาที  $\pm$  30 วินาที เกิดการชะล้างได้น้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ เมื่อสัมผัสกับซีรัมของตัวอ่อน ลูกวัว กล่าวได้ว่าการมีระยะเวลาก่อตัวที่สั้นของซีเมนต์ ทำให้เกิดการชะล้างออกจากบริเวณทำงานได้น้อยลง เกิดความแนบสนิทของซีเมนต์ ส่งผลให้คงคุณสมบัติที่ดีของซีเมนต์ได้ แม้ว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีเยี่ยม แต่เนื่องจากมีระยะเวลาก่อตัวนาน จึงมีโอกาสเกิดการชะล้างออกไปในระหว่างที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ ส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของเอ็มทีเอ อาจทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษา (22)

เนื่องจากการปนเปื้อนเลือดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ส่งผลให้คุณสมบัติของซีเมนต์เปลี่ยนแปลงไป (15, 18, 23) ทำให้ควรมีการเลือกใช้วัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อย่างเหมาะสม อย่างไรก็ตามการศึกษาเรื่องระยะเวลาก่อตัวของวัสดุและคุณสมบัติความต้านทานการชะล้าง เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดยังมีการศึกษาน้อย จึงเป็นที่น่าสนใจว่าเมื่อซีเมนต์อยู่ในสภาวะปนเปื้อนเลือด จะส่งผลต่อระยะเวลาก่อตัวและค่าความต้านทานการชะล้างของซีเมนต์แตกต่างกันหรือไม่ เพื่อสามารถนำไปประกอบการพิจารณาเลือกใช้ซีเมนต์ในงานทางเอ็นโดดอนติกส์ซึ่งมีโอกาสพบการปนเปื้อนของเลือดได้

### คำถามการวิจัย

1. การปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ส่งผลต่อระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุแตกต่างกันหรือไม่
2. การปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ส่งผลต่อค่าความต้านทานการชะล้างของวัสดุแตกต่างกันหรือไม่

### ความสำคัญของการวิจัย

การใช้งานในทางเอ็นโดดอนติกส์ของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีโอกาสเกิดการสัมผัสเลือดได้บ่อยครั้ง ซึ่งส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของซีเมนต์ได้ (15) เนื่องจากเลือดและฮีโมโกลบินสามารถเพิ่มรูพรุนในเอ็มทีเอ ทำให้มีอากาศ (air entrainment) อยู่ในเอ็มทีเอ (24) เป็นผลยับยั้งปฏิกิริยาไฮเดรชัน และส่งผลให้โครงสร้างผลึกของเอ็มทีเอเปลี่ยนแปลงไป (25) โดยผลึกรูปเข็มที่เป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่างผลึกของเอ็มทีเอมีจำนวนลดลง จึงส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุได้ (15) ทำให้มีความทนแรงอัด (compressive strength) (15) และ ความแข็งผิว (surface microhardness) (16) ลดลง อีกทั้งเลือดประกอบไปด้วยเซลล์และโปรตีนต่าง ๆ เช่น อัลบูมิน สามารถไปอุดกั้นท่อเนื้อฟันและช่องว่างระหว่างซีเมนต์กับผนังเนื้อฟัน จึงไปรบกวนการยึดติดกับเนื้อฟัน ส่งผลเสียต่อความต้านทานการหลุดออกของซีเมนต์ (17) โดยการปนเปื้อนเลือด

สามารถส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของโปรรูทเอ็มทีเอ ที่เป็นต้นแบบของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (18) รวมไปถึงไบโอเดนทิน (19) และเรโทรเอ็มทีเอ (26) ที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติให้มีระยะเวลาการก่อตัวสั้นลง อย่างไรก็ตามคุณสมบัติด้านระยะเวลาการก่อตัว และความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดยังมีการศึกษาน้อย อีกทั้งไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างของไบโอเดนทินและเรโทรเอ็มทีเอ จึงเป็นที่น่าสนใจว่าเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และ เรโทรเอ็มทีเอ จะมีผลทำให้คุณสมบัติของซีเมนต์เปลี่ยนแปลงไปหรือไม่

ดังนั้นทางคณะผู้ทำวิจัยจึงมีความสนใจศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้าง เพื่อนำมาประกอบการพิจารณาเลือกใช้ซีเมนต์ในการใช้งานทางคลินิกได้

### จุดมุ่งหมายของการวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัว และความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ

### ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการโดยจำลองการทดสอบวัสดุซีเมนต์โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ในแม่พิมพ์เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel block) ที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด

### ตัวแปรที่ศึกษา

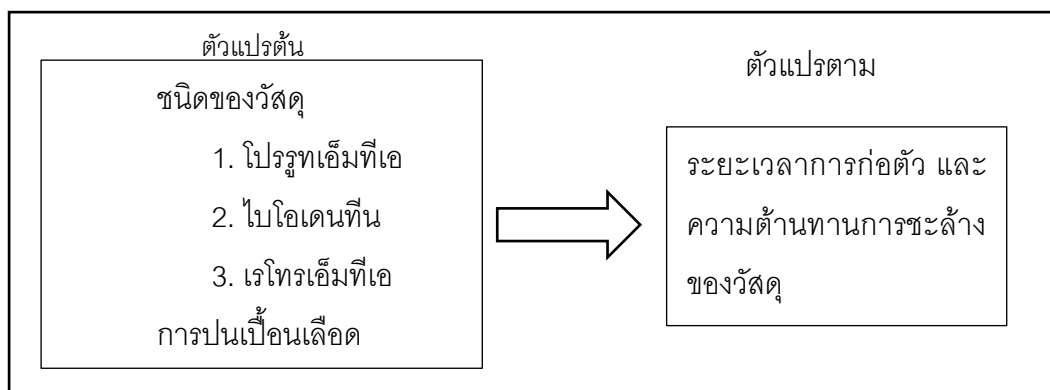
1. ตัวแปรต้น
  - 1.1 ชนิดของวัสดุ ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และ เรโทรเอ็มทีเอ
  - 1.2 การปนเปื้อนเลือด
2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ระยะเวลาการก่อตัว และ ความต้านทานการชะล้างของวัสดุ

### นิยามศัพท์เฉพาะ

1. ความต้านทานการชะล้างของวัสดุ (washout resistance) หมายถึงความสามารถของวัสดุในการต้านทานการชะล้างออกจากบริเวณที่ทำการรักษาเมื่อสัมผัสกับของเหลว แสดงผลออกมาเป็นร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป ซึ่งวัสดุจะมีความต้านทานการชะล้างต่ำหากมวลของวัสดุเปลี่ยนแปลงมาก และมีความต้านทานการชะล้างสูงหากมวลเปลี่ยนแปลงน้อย



### กรอบแนวคิดวิจัย



### สมมติฐานงานวิจัย

1. การปนเปื้อนเลือดมีผลต่อระยะเวลาการก่อดัวของ โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ

สมมติฐานหลัก : ระยะเวลาการก่อดัวของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกับเมื่อไม่มีการปนเปื้อนเลือด

สมมติฐานรอง : ระยะเวลาการก่อดัวของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดแตกต่างกับเมื่อไม่มีการปนเปื้อนเลือด

2. การปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ ส่งผลต่อระยะเวลาการก่อดัวของวัสดุแตกต่างกัน

สมมติฐานหลัก : ระยะเวลาการก่อดัวของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : ระยะเวลาการก่อดัวของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดแตกต่างกัน

3. การปนเปื้อนเลือดมีผลต่อความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอ

สมมติฐานหลัก : ความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกับเมื่อไม่มีการปนเปื้อนเลือด

สมมติฐานรอง : ความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโตรีเอ็มทีเอเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดแตกต่างกับเมื่อไม่มีการปนเปื้อนเลือด

4. การปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ ส่งผลต่อความต้านทานการชะล้างของวัสดุแตกต่างกัน

สมมติฐานหลัก : ความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : ความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดแตกต่างกัน



## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ไบโอเซรามิกส์เป็นวัสดุเซรามิกส์ที่ได้รับการพัฒนามาใช้ในทางการแพทย์และทันตกรรม โดยเฉพาะ ประกอบด้วยแคลเซียมและฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบหลัก มีคุณสมบัติเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อภายในร่างกาย และชักนำเนื้อเยื่อกระดูก (osteoinductive) (8) เริ่มต้นนำมาใช้ซ่อมแซมทดแทนอวัยวะในระบบกล้ามเนื้อและโครงกระดูกที่ได้รับความเสียหายในทางการแพทย์ (27) จนมีการนำมาใช้งานอย่างหลากหลายในทางการแพทย์และทันตกรรม เช่น ใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูกหรือกระดูกเทียมเพื่อใช้เป็นส่วนประกอบของข้อต่อเทียม ใช้เป็นส่วนประกอบของรากฟันเทียม และใช้ในงานศัลยกรรมปริทันต์ (28) ส่วนในทางเอ็นโดดอนติกส์มีการนำไบโอเซรามิกส์มาใช้ครั้งแรกในปี ค.ศ. 1993 (1) ในรูปแบบของมินิเออร์อัลตราออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate ; MTA) จัดอยู่ในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ มีส่วนประกอบหลักคือ ไตร-แคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) และไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) ซึ่งเป็นสารที่ชอบน้ำ การก่อก่อตัวของเอ็มทีเออาศัยน้ำเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาก่อก่อตัว เรียกว่าปฏิกิริยาไฮเดรชัน แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดขึ้นหลังจากปฏิกิริยาไฮเดรชันเป็นสิ่งสำคัญที่ส่งผลให้เอ็มทีเอมีสมบัติออกฤทธิ์ทางชีวภาพ (bioactive) (29) เอ็มทีเอมีคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ มีความเหนียวสูง (2) ปลดปล่อยแคลเซียมและสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ส่งผลเพิ่มความสามารถในการปิดผนึกที่ดี เหนียวนำไปเกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง (3) มีความต้านทานต่อเชื้อจุลชีพ อีกทั้งยังมีการคงสภาพได้ดีและขยายตัวเล็กน้อยขณะก่อก่อตัว (4) ด้วยคุณสมบัติที่ใกล้เคียงกับอุดมคติทำให้ในปัจจุบันมีการใช้แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เป็นวัสดุทางเลือกสำหรับการรักษาในทางเอ็นโดดอนติกส์ เช่น วัสดุอุดคลองรากฟัน วัสดุอุดย่นปลายรากฟัน กระบวนการเหนียวนำไปปลายรากปิด การรักษาเนื้อเยื่อในแบบคงความมีชีวิต การละลายของรากฟัน และ ซ่อมแซมรูทะลุบริเวณรากฟันและง่ามรากฟัน (8)

#### 1. โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot MTA)

เป็นวัสดุต้นแบบของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในงานเอ็นโดดอนติกส์ ถูกพัฒนาขึ้นในปี ค.ศ. 1993 มีส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (Portland cement) แต่ผลิตโดยผ่านกระบวนการเผาซึ่งมีการควบคุมในห้องปฏิบัติการทำให้สารมีความบริสุทธิ์มากยิ่งขึ้น ขนาดอนุภาคเล็กกว่า มีการกำจัดสารปนเปื้อนรวมไปถึงโลหะหนักออก ทำให้เอ็มทีเอมีความเป็นพิษ

น้อยกว่าพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (30) โปรรูทเอ็มทีเอประกอบด้วยไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate ;  $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ) ไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate ;  $2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate ;  $3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$ ) เตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรท์ (Tetracalcium aluminoferrite ;  $4\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) ยิปซัม และบิสมัทออกไซด์ (Bismuth ;  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) การมีรูปร่างเป็นโครงสร้างผลึก (crystal structure) ของไตรแคลเซียมซิลิเกตเป็นส่วนสำคัญที่ส่งเสริมความแข็งแรงให้กับวัสดุ ส่วนไดแคลเซียมซิลิเกตมีลักษณะโครงสร้างผลึกที่แตกต่างกับไตรแคลเซียมซิลิเกต มีส่วนช่วยส่งเสริมความแข็งแรงให้กับวัสดุเพียงเล็กน้อยในช่วงแรก แต่จะมีการตกตะกอนมีผลเพิ่มความแข็งแรงเมื่อเวลาผ่านไป บิสมัทออกไซด์เป็นสารที่เติมเพื่อทำให้เอ็มทีเอมีความที่บร้งสี (31)

เอ็มทีเอมีส่วนประกอบของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งเป็นสารประกอบที่ชอบน้ำ การก่อดตัวของเอ็มทีเออาศัยน้ำเพื่อเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration reaction) โดยมีกลไกดังสมการที่ 1 และ 2 (32)



สมการที่ 1 แสดงปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต

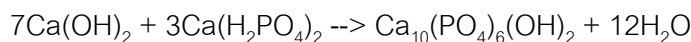


สมการที่ 2 แสดงปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกต

การเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต ก่อให้เกิดแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (Calcium silicate hydrate ;  $3\text{CaO}\cdot 2\text{SiO}_2$ ) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide ;  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) โดยพบว่าปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกตทำให้เกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์น้อยกว่าและช้ากว่าปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดขึ้นมีผลต่อระดับความเป็นกรด-ด่าง (pH) ของเอ็มทีเอ (32) จากการวิเคราะห์ลักษณะโครงสร้างที่เกิดขึ้นด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-ray diffraction ; XRD) พบว่าแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตและแคลเซียมไฮดรอกไซด์มีลักษณะรูปร่างอสัณฐาน (amorphous) โดยมีลักษณะเป็นก้อนเจลของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตที่มีการเกิดปฏิกิริยาอยู่ล้อมรอบส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยา ซึ่งการเกิดโครงสร้างลักษณะนี้มีผลต่ออัตราการเกิดปฏิกิริยาในช่วงแรก

ภายหลังจากการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน มีการปลดปล่อยประจุแคลเซียมออกมาจนเกิดสภาวะของสารละลายที่มีแคลเซียมอิ่มตัวสูงและหากมีการสัมผัสกับสารน้ำเนื้อเยื่อที่มี

ส่วนประกอบของฟอสเฟต จะทำให้มีปฏิกิริยาตกตะกอนและเกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ โดยมีปฏิกิริยาดังนี้ (33)



ปฏิกิริยาตกตะกอนนี้สามารถเกิดขึ้นได้อย่างต่อเนื่องบนผิวของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต เกิดเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ ระยะแรกผลึกมีรูปร่างคล้ายเข็มเกาะกลุ่มกัน (acicular-spherical appearance) ต่อมาจะเปลี่ยนแปลงรูปร่างเป็นลักษณะกลมขนาดเล็ก (lath-like spherules without projection) ซึ่งปฏิกิริยาตกตะกอนนี้เกิดขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อช่วยปิดช่องว่าง (voids) ภายในวัสดุและช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน ส่งผลให้วัสดุมีคุณสมบัติปิดผนึกที่ดี อีกทั้งปฏิกิริยาตกตะกอนยังมีการปลดปล่อยประจุไฮดรอกไซด์ ส่งผลให้เอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างสูง จึงมีคุณสมบัติออกฤทธิ์ทางชีวภาพ และส่งเสริมให้มีการสร้างกระดูกและเคลือบรากฟันบนผิววัสดุได้ (34)

เอ็มทีเอชนิดแรกถูกผลิตขึ้นมาในรูปแบบเกรย์เอ็มทีเอ (grey MTA) เนื่องจากวัสดุมีสีคล้ำ สามารถทำให้ฟันเปลี่ยนสี ต่อมาจึงมีการพัฒนาไวท์เอ็มทีเอ (white MTA) เพื่อปรับปรุงคุณสมบัติดังกล่าว โดยลดปริมาณของสารประกอบออกไซด์ของโลหะ ได้แก่ อะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide;  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) แมกนีเซียมออกไซด์ (magnesium oxide ;  $\text{MgO}$ ) และไอออนออกไซด์ (iron oxide ;  $\text{FeO}$ ) ให้มีปริมาณน้อยกว่าเกรย์เอ็มทีเอ พบว่าการลดส่วนประกอบของไอออนออกไซด์เป็นส่วนสำคัญที่ส่งผลให้มีปริมาณสารประกอบเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรต์ที่มีลักษณะเป็นผลึกสีน้ำตาลเข้มลดลง (35) แต่ก็ยังพบการเปลี่ยนสีของฟันได้ เนื่องจากไวท์เอ็มทีเอมีบิสฟีนอลออกไซด์เป็นสารที่รังสี ซึ่งสามารถทำปฏิกิริยากับคอลลาเจนที่เป็นส่วนประกอบหลักของเนื้อฟันเกิดเป็นตะกอนสีดำ ทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้ (36)

อย่างไรก็ตามพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาในการก่อตัวนาน ส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกได้ เนื่องจากซีเมนต์มีความสามารถในการคงรูปร่างต่ำในช่วงที่มีการก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดการรั่วซึมและแตกหัก (8) รวมไปถึงมีโอกาสถูกชะล้างออกจากพื้นที่ทำงานเมื่อสัมผัสกับเลือดหรือของเหลวอื่น ๆ (9) โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาในการก่อตัวเริ่มต้น 165 นาที (5) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 228.33-279 นาที (6, 7) แต่ยังสามารถเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันต่อเนื่องได้หลังจากผ่านช่วงระยะเวลาก่อตัวสุดท้ายแล้ว ส่งผลให้เอ็มทีเอมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น สอดคล้องกับการศึกษาของ Torabinejad และคณะ (5) พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าความทนแรงอัดเท่ากับ 40 เมกะปาสกาลในระยะเวลา 24 ชั่วโมงแรก และเพิ่มขึ้นจนมีค่าเท่ากับ 67.3 เมกะปาสกาลในระยะเวลา 21 วัน



ภาพประกอบ 1 แสดงเกรย์เอ็มทีเอ (ซ้าย) ไวท์เอ็มทีเอ (ขวา)

## 2. ไบโอเดนทีน (Biodentine)

ไบโอเดนทีน (Biodentine™: Septodont, PA, USA) ได้รับการจดทะเบียนยาในปี ค.ศ. 2008 มีส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับโปรรูทเอ็มทีเอ แต่เป็นวัสดุที่เกิดจากการสังเคราะห์ ส่วนประกอบต่าง ๆ ขึ้นมา ประกอบไปด้วย ไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) ซึ่งช่วยให้ วัสดุมีความแข็งแรง แคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) แคลเซียมออกไซด์ (calcium oxide) ไอออนออกไซด์ (iron oxide) และมีเซอร์โคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) เป็นสารที่บ รังสี

ปฏิกิริยาก่อตัวของไบโอเดนทีนเกิดจากการทำปฏิกิริยาของไตรแคลเซียมซิลิเกตกับน้ำเกิด เป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต เช่นเดียวกับปฏิกิริยาก่อตัวของไตรแคลเซียมซิลิเกตในเอ็มทีเอ ซึ่ง ส่วนประกอบของไบโอเดนทีนที่มีส่วนช่วยเร่งปฏิกิริยาก่อตัว ได้แก่ แคลเซียมคาร์บอเนตที่อยู่ใน ส่วนผง ทำหน้าที่เป็นแกน (nucleation site) ให้แคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาก่อ ตัวมาเกาะทำให้มีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น และส่วนของเหลวของไบโอเดนทีน ประกอบไปด้วย แคลเซียมคลอไรด์ (calcium chloride ;  $\text{CaCl}_2$ ) ทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา และโพลีเมอร์ที่มี ความสามารถในการละลายน้ำ (water soluble polymer) เป็นส่วนช่วยลดอัตราส่วนของน้ำใน ระหว่างการทำปฏิกิริยา จึงส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น (37) ไบโอเดนทีนมีระยะเวลาก่อตัว เริ่มต้นตามที่บริษัทผู้ผลิตให้รายละเอียดเท่ากับ 10-12 นาที (33) และจากการศึกษาพบว่าไบโอ- เดนทีนมีระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 45-85.66 นาที (6, 11) ซึ่งสั้นกว่าโปรรูทเอ็มทีเอที่มีระยะเวลาก่อ ตัวสุดท้าย  $275 \pm 15$  นาที (38)

ไบโอเดนทีนมีค่าความเป็นกรด-ด่างสูง Yousef และคณะ (39) พบว่าไบโอเดนทีนมีค่า ความเป็นกรด-ด่างสูงใกล้เคียงกับโปรรูทเอ็มทีเอในระยะแรก แต่เมื่อเวลาผ่านไปไบโอเดนทีนมีค่า ความเป็นกรด-ด่างค่อนข้างคงที่ ในขณะที่โปรรูทเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างลดลง และไบโอ-

เดนทีนมีความเป็นพิษต่ำ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกายสูง จากการศึกษาของ Zhou และคณะ (40) เปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ของไบโอเดนทีน เอ็มทีเอ และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ พบว่าไบโอเดนทีนและเอ็มทีเอสามารถคงความมีชีวิตของไฟโบรบลาสต์ได้มากกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่างวัสดุเคลือบซีเมนต์ทั้งสอง นอกจากนี้ไบโอเดนทีนยังมีความแข็งแรงสูง จากการศึกษาของ Jang และคณะ (38) พบว่าไบโอเดนทีนมีค่าความทนแรงอัดสูงเมื่อระยะเวลาผ่านไป 7 วัน โดยไบโอเดนทีนมีค่าความทนแรงอัด 62.64 เมกะปาสกาล สูงกว่าเอ็มทีเอซึ่งมีค่า 57.51 เมกะปาสกาล

ดังนั้นจะเห็นได้ว่าไบโอเดนทีนเป็นเคลือบซีเมนต์ชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติในอุดมคติของซีเมนต์หลายประการ ในปัจจุบันจึงมีการนำไบโอเดนทีนมาใช้งานในทางเอ็นโดดอนติกส์มากขึ้น



ภาพประกอบ 2 แสดงไบโอเดนทีน

### 3. เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA)

เรโทรเอ็มทีเอได้รับการพัฒนาขึ้นโดยบริษัท Meta Biomed ส่วนผสมประกอบด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต ซิลิกอนไดออกไซด์ (silicon dioxide ;  $\text{SiO}_2$ ) อะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide ;  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) และสารประกอบเชิงซ้อนแคลเซียมเซอร์โคเนีย (calcium zirconia complex) มีส่วนเหลวคือน้ำ ก่อตัวด้วยปฏิกิริยาไฮเดรชัน แคลเซียมคาร์บอเนตซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักมีอนุภาคขนาดเล็ก จึงเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับน้ำได้มากขึ้น (12) ส่งผลเร่งปฏิกิริยา ทำให้มีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3 นาที (12) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 18.1 นาที (7)

การมีสารประกอบเชิงซ้อนแคลเซียมเซอร์โคเนียในส่วนผสมของเรโทรเอ็มทีเอ ทำให้มีสมบัติที่บ่งชี้โดยไม่ส่งผลให้ฟันเปลี่ยนสี จากการศึกษาของ Kang และคณะ (41) เปรียบเทียบการเปลี่ยนสีของฟันระหว่างโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอเอง เจลลัส เอ็นโดเซ็ม และเรโทรเอ็มทีเอ พบว่าเอ็นโดเซ็มและเรโทรเอ็มทีเอเกิดการเปลี่ยนสีของฟันน้อยมาก เมื่อเปรียบเทียบกับโปรรูทเอ็มทีเอและ

เอ็มทีเอเองเจลดัส ดังนั้นกล่าวได้ว่าหากต้องการนำวัสดุมาใช้ในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม เรโทรเอ็มทีเออาจเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาใช้ได้

เรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างสูงและมีค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ต่ำ จากการศึกษาของ Souza และคณะ (42) เปรียบเทียบค่าความเป็นกรด-ด่างและค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ของเรโทรเอ็มทีเอกับโปรรูทเอ็มทีเอ พบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างไม่ต่างจากโปรรูทเอ็มทีเอในทุกช่วงเวลาของการศึกษา และค่าความเป็นกรด-ด่างจะลดลงเมื่อเวลาผ่านไปในช่วงสองชนิด โดยเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่าง 9.93-7.9 ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่าง 9.93-8 ซึ่งไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อีกทั้งยังพบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอ ส่งผลต่อความเป็นพิษต่อเซลล์ได้ไม่แตกต่างกัน

นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอยังมีความแข็งแรงใกล้เคียงกับโปรรูทเอ็มทีเอ Che และคณะ (7) เปรียบเทียบค่าความทนแรงอัดของโปรรูทเอ็มทีเอ ออโรเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ และเอ็นโดเซ็มเอ็มทีเอ พบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าความทนแรงอัดไม่ต่างกันในทุกช่วงเวลา โดยมีค่าความทนแรงอัดสูงกว่าออโรเอ็มทีเอและเอ็นโดเซ็มเอ็มทีเอ ซึ่งเอ็นโดเซ็มเอ็มทีเอมีค่าความทนแรงอัดต่ำที่สุด ดังนั้นจะเห็นได้ว่าเรโทรเอ็มทีเอมีคุณสมบัติในอุดมคติของซีเมนต์หลายประการ ในปัจจุบันจึงมีการนำเรโทรเอ็มทีเอมาใช้งานในทางเอ็นโดดอนติกส์ที่มากขึ้น



ภาพประกอบ 3 แสดงเรโทรเอ็มทีเอ

### ระยะเวลาก่อตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ระยะเวลาก่อตัว หมายถึง ช่วงระยะเวลาตั้งแต่ผสมวัสดุเสร็จจนกระทั่งวัสดุเกิดการแข็งตัว (43) ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น ระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น (initial setting time) คือช่วงเวลาตั้งแต่เริ่มผสมวัสดุจนถึงระยะที่วัสดุเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพ (physical change) และ ระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย (final setting time) คือช่วงเวลาตั้งแต่เริ่มผสมวัสดุจนถึงระยะที่วัสดุแข็งตัว (solidifies) (44)



ระยะเวลาก่อตัวเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญทางคลินิก ซึ่งการมีระยะเวลาก่อตัวนานส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกได้ เนื่องจากซีเมนต์มีความสามารถในการคงรูปร่างต่ำและไม่สามารถรับแรงได้ในช่วงที่มีการก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดการรั่วซึมและแตกหักของซีเมนต์ (8) โดยระยะเวลาก่อตัวขึ้นกับชนิดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (8) โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 165 นาที (5) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 228.33-279 นาที (6, 7) ไบโอเดนทีนมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 10-12 นาที (10) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 45-85.66 นาที (6, 11) และเรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3 นาที (12) และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 18.1 นาที (7)

การทดสอบระยะเวลาก่อตัวของวัสดุเป็นการวัดการก่อตัวเฉพาะจุดของวัสดุ ทดสอบตามมาตรฐาน ISO 9917-1:2007 (43) ซึ่งเป็นมาตรฐานที่ใช้ในการทดสอบซีเมนต์ที่ใช้ในทางทันตกรรม (water-based cements) สำหรับการทดสอบระยะเวลาก่อตัว เริ่มวัดหลังจากผสมเสร็จ 90 วินาที ด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine) หัวกดน้ำหนัก  $400 \pm 5$  กรัม ปลายเข็มแบนเรียบเส้นผ่านศูนย์กลาง  $1 \pm 0.1$  มิลลิเมตร กดลงบนพื้นผิวของซีเมนต์ค้างไว้ 5 วินาที แล้วจึงเปลี่ยนตำแหน่ง ทำซ้ำทุก 30 วินาที โดยกดอย่างนุ่มนวลจากรอบนอกในทิศทางตามเข็มนาฬิกา จนกระทั่งหัวกดไม่สามารถทำให้เกิดรอยกดบนพื้นผิววัสดุได้ บันทึกระยะเวลาก่อตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งเป็นระยะเวลาเริ่มตั้งแต่ผสมซีเมนต์จนถึงระยะเวลาที่หัวกดไม่สามารถสร้างรอยกดลักษณะวงกลมอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิวซีเมนต์

### ความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

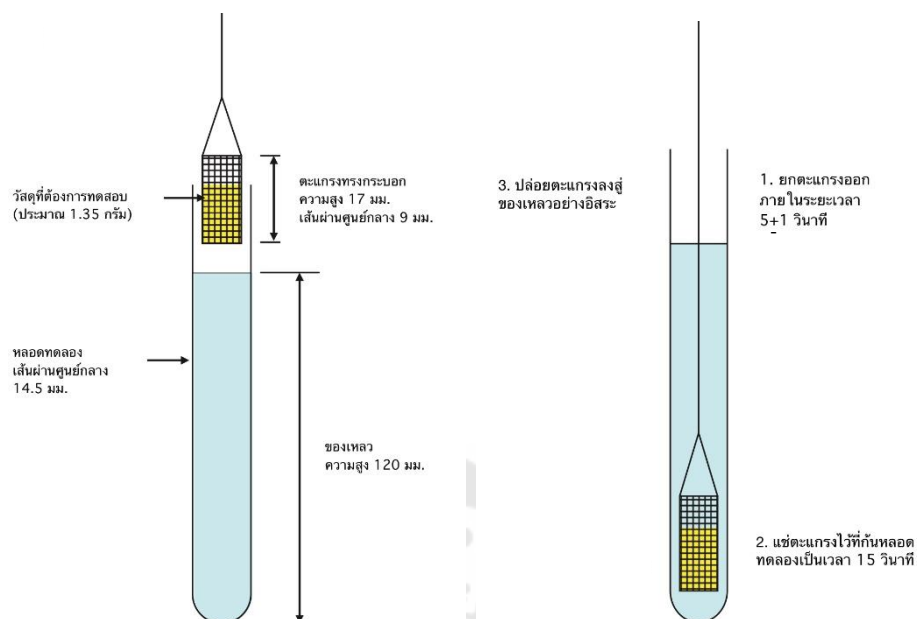
เมื่อแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์สัมผัสกับเลือดหรือของเหลวอื่น ๆ จะมีโอกาสถูกชะล้างออกไปจากบริเวณที่อุดได้ (9) ถึงแม้ว่าวัสดุจะมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีเยี่ยม แต่หากมีการชะล้างออกไปในระหว่างที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ อาจส่งผลให้ความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟันลดลง เกิดเป็นช่องทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (21) ทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้ (22) การศึกษาของ Jang และคณะ (45) ศึกษาคุณสมบัติต้านทานการชะล้างของเ็นโดซีมและโปรรูทเอ็มทีเอเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีน้ำยาล้างคลองรากฟันแตกต่างกัน ได้แก่ น้ำเกลือ โซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 (2.5% Sodium hypochlorite) และคลอเฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 2 (2% Chlorhexidine) พบว่าเกิดการชะล้างออกของวัสดุทั้งสองชนิด โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีการชะล้างออกมากกว่าเ็นโดซีมในทุกกลุ่มของน้ำยาล้างคลองรากฟัน เนื่องจากโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวนานจึงเกิดการชะล้างออกได้มากเมื่อเปรียบเทียบกับเ็นโดซีมที่มีระยะเวลาก่อตัวสั้นกว่า ดังนั้นหากวัสดุมีการก่อตัวเร็วขึ้นก่อนสัมผัสเลือดหรือของเหลว จะสามารถลดการชะล้างของวัสดุได้ (21)

การประเมินความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามารถประเมินได้ในหลายรูปแบบ เนื่องจากไม่มีเกณฑ์มาตรฐานชัดเจนที่กำหนดคุณสมบัตินี้ของวัสดุ โดยสามารถประเมินผลในเชิงคุณภาพ เช่น ใช้ระบบการให้คะแนนการถูกชะล้างของวัสดุภายหลังจากการส่องพื้นผิวของวัสดุ ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scoring scanning electron microscope (SEM) images) (45, 46) หรือการประเมินผลในเชิงปริมาณซึ่งสามารถให้ผลลัพธ์เชิงปริมาณ และทำซ้ำได้ (47) ในปัจจุบันจึงมีการพัฒนาวิธีการทดสอบที่สามารถประเมินผลในเชิงปริมาณเพิ่มมากขึ้น เช่น Drop method, Metered spray testing using simulated canals (47)

Drop method ได้รับการพัฒนามาจากมาตรฐาน CRD-C 661-06 (48) ที่เป็นการทดสอบความต้านทานต่อการชะล้างของคอนกรีต ทำการทดสอบโดยนำวัสดุใส่ลงในตะแกรงทรงกระบอก แล้วใส่ลงในหลอดทดลองที่มีน้ำหรือของเหลวชนิดอื่นอยู่ภายใน แช่ไว้บริเวณก้นหลอดทดลองเป็นเวลา 15 วินาที จากนั้นยกตะแกรงขึ้นภายในระยะเวลา  $5 \pm 1$  วินาที ทิ้งไว้ให้น้ำหยดออกจากตะแกรงเป็นเวลา 2 นาที และชั่งน้ำรวมไปถึงกำจัดวัสดุส่วนเกินออก จากนั้นนำไปชั่งน้ำหนัก แล้วจึงนำไปทดสอบซ้ำโดยใส่ในของเหลวชนิดเดิม โดยทำซ้ำ 2 ครั้ง รวมเป็น 3 รอบต่อแต่ละวัสดุ (47) คำนวณมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป จากสูตร

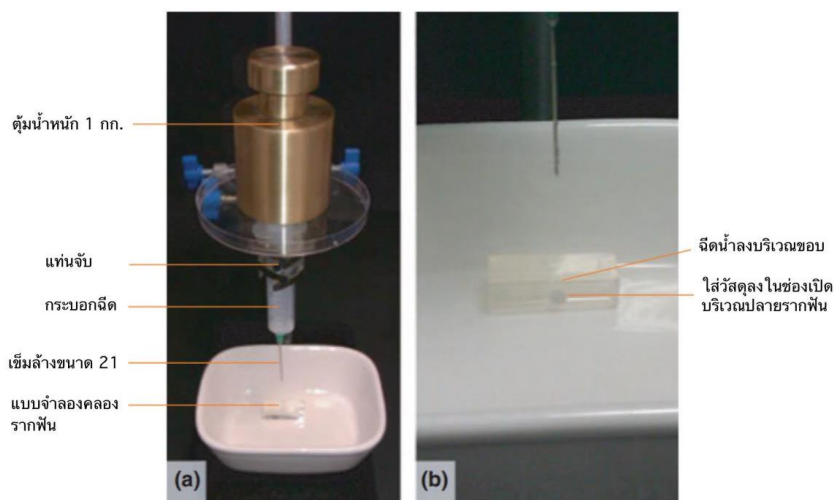
$$D = \frac{(M_i - M_f)}{M_i} \times 100$$

ค่า D คือ ร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป  $M_i$  คือมวลของวัสดุก่อนเริ่มทดสอบ และ  $M_f$  คือมวลของวัสดุหลังทำการทดสอบ



ภาพประกอบ 4 แสดงแบบจำลองการทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Drop method (ซ้าย) จำลอง 1 รอบของการทดสอบ (ขวา) (47)

อย่างไรก็ตามวิธี Drop method ยังมีข้อบกพร่องบางประการ เช่น ไม่สามารถควบคุมอัตราเร็วของการปล่อยวัสดุลงมาในของเหลวได้ เนื่องจากการปล่อยวัสดุลงมาตามแรงโน้มถ่วง จึงไม่มีการควบคุมความเร็วในการปล่อยวัสดุ ทำให้เกิดการพัฒนาวีธี Metered spray testing ซึ่งมีการควบคุมให้มีอัตราเร็วการไหลของน้ำหรือของเหลวให้เท่ากันในทุกครั้งของการทดลอง อีกทั้งยังมีความใกล้เคียงกับสถานการณ์ทางคลินิกมากขึ้น โดยมีวิธีการทดสอบ คือ ยึดกระบอกฉีด (syringe) ที่มีเข็มฉีดยาขนาด 21 กับแท่นจับ (retort stand) และเติมน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร ใส่วัสดุที่ต้องการทดสอบลงบริเวณช่องเปิดปลายรากฟันของแม่พิมพ์แบบจำลองคลองรากฟัน จากนั้นใช้ตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัมวางไว้ด้านบนของกระบอกฉีดเพื่อดันน้ำให้ไหลออกจากกระบอกฉีดจนหมดภายในเวลา  $15 \pm 1$  วินาที เป็นการควบคุมอัตราการไหลของน้ำให้ได้เท่ากับ 0.667 มิลลิลิตรต่อวินาที และน้ำที่ฉีดลงมาจากระบบจะมีความดันที่ต่ำกว่าพื้นผิววัสดุ นำวัสดุไปวัดมวล และคำนวณมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไปโดยใช้สูตรเดียวกับวิธี Drop method (47)



ภาพประกอบ 5 แสดงการทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing (47)

### ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อคุณสมบัติของวัสดุเคลือบซีเมนต์

การใช้งานทางคลินิกของเคลือบซีเมนต์มีโอกาสสัมผัสกับเลือดได้บ่อยครั้ง โดยอาจเกิดการปนเปื้อนเลือดระหว่างขั้นตอนการใส่วัสดุ หรือหลังจากใส่วัสดุเสร็จแล้ว ซึ่งหากวัสดุมีการสัมผัสกับเลือดในขณะที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ อาจส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุได้ (15) เนื่องจากเลือดและฮีโมโกลบินสามารถไปเพิ่มรบกวนรวมไปถึงการจับกับอากาศ (air entrainment) ในเอ็มทีเอ (24) ซึ่งไปยับยั้งการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน เนื่องจากส่งผลเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนความเข้มข้นส่วนน้ำของเอ็มทีเอ อีกทั้งยังส่งผลให้โครงสร้างผลึกของเอ็มทีเอเปลี่ยนแปลงไป (25) โดยผลึกรูปเข็มที่เป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่างผลึกของเอ็มทีเอมีจำนวนลดลง จึงส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุ (15) ทำให้มีความทนแรงอัด (compressive strength) (15) และความแข็งผิว (surface microhardness) (16) ลดลง อีกทั้งเลือดประกอบไปด้วยเซลล์และโปรตีนต่าง ๆ เช่น อัลบูมิน สามารถไปอุดกั้นท่อเนื้อฟันและช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังเนื้อฟัน จึงไปรบกวนการยึดติดของวัสดุกับเนื้อฟัน ส่งผลเสียต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ (17) หากวัสดุมีการสัมผัสกับสารน้ำเนื้อเยื่อและซีรัม สามารถทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติของวัสดุได้เช่นกัน ดังนั้นจึงมีหลายการศึกษากล่าวถึงการเปลี่ยนแปลงลักษณะ และคุณสมบัติของวัสดุเคลือบซีเมนต์ เมื่อมีการปนเปื้อนกับซีรัมและเลือด

## 1. ผลกระทบต่อความทนแรงอัด (compressive strength) ของวัสดุ

Nekoofar และคณะ (15) ศึกษาความทนแรงอัดและลักษณะโครงสร้างพื้นผิวระดับจุลภาคของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเกรย์โปรรูทเอ็มทีเอ ในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด พบว่าค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดของโปรรูทเอ็มทีเอทั้งสองชนิดที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าต่ำกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดพบว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดสูงกว่าเกรย์โปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $30.6 \pm 10.16$  และ  $13.92 \pm 3.80$  เมกะปาสกาลตามลำดับ) แต่หากมีการผสมวัสดุด้วยเลือดและมีการปนเปื้อนเลือด พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอทั้งสองชนิดมีค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดต่ำที่สุด ดังนั้นจะเห็นได้ว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ความทนแรงอัดของวัสดุลดลง ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Oloomi และคณะ (49) ศึกษาความทนแรงอัดของเรโทรเอ็มทีเอที่ผสมสารเร่งปฏิกิริยา 2 ชนิด ได้แก่ แคลเซียมคลอไรด์และไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟต (disodium hydrogen phosphate ;  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) ในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด หลังจากอุดวัสดุเป็นเวลา 3 ชั่วโมง 24 ชั่วโมง และ 1 สัปดาห์ พบว่าทุกกลุ่มการทดลองทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด มีค่าความทนแรงอัดเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป อย่างไรก็ตามกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีค่าความทนแรงอัดน้อยกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญในทุกช่วงเวลา นอกจากนี้การผสมสารเร่งปฏิกิริยาด้วยแคลเซียมคลอไรด์หรือไดโซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟตทำให้วัสดุมีค่าเฉลี่ยความทนแรงอัดไม่แตกต่างจากผสมด้วยน้ำตามปกติ

## 2. ผลกระทบต่อการต้านทานการหลุดออก (push-out bond strength) ของวัสดุ

VanderWeele และคณะ (50) ศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุด (resistance to displacement) ของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่ผสมด้วยส่วนเหลวชนิดต่าง ๆ ได้แก่ น้ำ ยาชาลิโดเคนความเข้มข้นร้อยละ 2 (2% lidocaine HCl with 1 : 100,000 epinephrine) และ น้ำเกลือ ในแบบจำลองรูทะลุบริเวณง่ามรากฟันที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง 72 ชั่วโมง และ 7 วัน พบว่ากลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดมากกว่ากลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในวันที่ 7 โดยการผสมวัสดุด้วยส่วนเหลวที่ต่างชนิดกันไม่มีผลต่อความต้านทานต่อการหลุดออกในทุกช่วงเวลา และการศึกษาของ Marquezan และคณะ (51) เปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนทินและเอ็มทีเอแองเจิลัส ในสภาวะปนเปื้อนเลือด พบว่าเมื่อเวลาผ่านไปกลุ่มเอ็มทีเอแองเจิลัสที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดจะมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกมากขึ้น ในขณะที่กลุ่มที่ปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกลดลง แต่ในกลุ่มไบโอเดนทินพบว่าไม่ได้รับผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือด ซึ่งไบโอเดน

ที่มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกมากกว่าเอ็มทีเอเองเฉลี่ยในทุกช่วงเวลา ทั้งในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด สอดคล้องไปกับการศึกษาของอารยาและคณะ (52) ซึ่งเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ ในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด พบว่าไบโอดีเนทินมีค่าเฉลี่ยความต้านทานการหลุดออกสูงกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด อีกทั้งในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด ส่งผลให้วัสดุทั้งสามชนิดมีค่าความต้านทานการหลุดออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้เกิดผลเสียต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

### 3. ผลกระทบต่อความสามารถในการฉีกของวัสดุ

ความสามารถในการฉีกที่ดีมีความสำคัญในการป้องกันการรั่วซึมของเชื้อจุลินทรีย์เข้าสู่ระบบคลองรากฟัน ดังนั้นการใช้วัสดุที่มีความสามารถในการฉีกที่ดีย่อมส่งผลให้การรักษามีอัตราความสำเร็จสูง (49) จากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ (53) ศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดต่อการรั่วซึมของสี (dye penetration) ในวัสดุอุดอุดยอนปลายรากฟัน 4 ชนิด ได้แก่ อะมัลกัม (amalgam) ซูเปอร์อีบีเอ (Super EBA) ไออาร์เอ็ม (IRM) และเอ็มทีเอ พบว่าการรั่วซึมของสีในวัสดุชนิดเดียวกันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในวัสดุต่างชนิดกัน และการศึกษาของ Martell และ Chandler (54) ศึกษาการรั่วซึมของสีในวัสดุอุดยอนปลายรากฟัน 3 ชนิด ได้แก่ ซูเปอร์อีบีเอ ไออาร์เอ็ม และเอ็มทีเอ หลังจากแช่ในเลือดม้าที่มีการนำไฟบรินออก (defibrinated horse blood) พบว่าเอ็มทีเอมีการรั่วซึมของสีน้อยกว่าวัสดุชนิดอื่นที่ปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงการปิดผนึกที่ดีของเอ็มทีเอเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุอื่นในการศึกษา

### 4. ผลกระทบต่อระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ

ระยะเวลาก่อตัวเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญทางคลินิก ซึ่งวัสดุจะมีความสามารถในการคงรูปร่างต่ำและไม่สามารถรับแรงได้ในช่วงเวลาก่อตัว (8) ดังนั้นการมีระยะเวลาก่อตัวนานจึงส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกได้ อีกทั้งหากมีการปนเปื้อนของเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อในช่วงที่มีการก่อตัวไม่สมบูรณ์จะส่งผลให้วัสดุมีคุณสมบัติทางกายภาพลดลง Charland และคณะ (18) เปรียบเทียบความสามารถในการก่อตัวของโปรรูทเอ็มทีเอ และเอ็นโดซีเควนซ์อาร์อาร์เอ็ม (ESRRM) เมื่ออยู่ในสภาวะที่มีเลือดและอาหารเพาะเลี้ยงเซลล์ (minimal essential media) พบว่าซีเมนต์ทั้ง 2 ชนิดมีระยะเวลาก่อตัวที่นานมากขึ้น โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัว 36

ชั่วโมง ซึ่งจะเห็นได้ว่าเมื่อโปรรูทเอ็มทีเอมีการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวนานกว่าปกติ สอดคล้องกับ Alhodiry และคณะ (19) ศึกษาผลของการปนเปื้อนน้ำลายและเลือดต่อระยะเวลาก่อตัวและค่าความแข็งแรงดัดแกนสองแกน (bi-axial flexural strength) ของวัสดุเอ็มทีเอและไบโอเดนทิน พบว่าเมื่อมีการปนเปื้อนของเลือดและน้ำลาย ส่งผลให้เอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไบโอเดนทินมีระยะเวลาก่อตัวมากขึ้นเช่นกันแต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าเมื่อเอ็มทีเอปนเปื้อนเลือดทำให้มีระยะเวลาก่อตัวที่นานกว่าปกติ รวมไปถึงแคลเซียมซิติลิกेटซีเมนต์ที่ปรับปรุงคุณสมบัติแล้วอย่างไบโอเดนทิน เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดก็ส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นได้เช่นกัน (19)

### 5. ผลกระทบต่อความต้านทานการชะล้างของวัสดุ

แคลเซียมซิติลิกेटซีเมนต์ที่มีการสัมผัสกับเลือด สารน้ำเนื้อเยื่อ (tissue fluid) หรือของเหลวอื่น ๆ ขณะที่ยังมีการก่อตัวไม่สมบูรณ์ อาจถูกชะล้างออกไปจากบริเวณที่ติดได้ ซึ่งจะส่งผลต่อความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน เกิดเป็นช่องทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน ทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้ในที่สุด (22) Choi และคณะ (21) ศึกษาคุณสมบัติความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอ และเอ็นโดเซ็ม (Endocem) โดยผสมวัสดุตามคำแนะนำของบริษัท ใส่ในแม่พิมพ์แล้วนำไปแช่ในไอเอซิสที่ชุ่มไปด้วยซีรัมของตัวอ่อนลูกวัวเป็นเวลา 24 ชั่วโมง แล้ววัดค่าคะแนนของการชะล้างออกของวัสดุโดยประเมินด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีการชะล้างออกไปจากแม่พิมพ์มากกว่าเอ็นโดเซ็ม สอดคล้องไปกับการศึกษาของ Kim และคณะ (20) พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอไม่สามารถก่อตัวในซีรัมของตัวอ่อนลูกวัว (Fetal bovine serum ; FBS) และเกิดการชะล้างเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดอุดปลายรากฟัน โดยการสัมผัสกับสารน้ำเนื้อเยื่อหรือเลือดขณะก่อตัวทำให้โปรรูทเอ็มทีเอมีการก่อตัวไม่สมบูรณ์ และมีสมบัติทางกายภาพด้อยลง ส่งผลให้ความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟันลดลง เกิดเป็นช่องทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (21)

### บทที่ 3

## วิธีการดำเนินการวิจัย

#### การคำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างและแบ่งกลุ่มทดลอง

คำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างด้วยโปรแกรม G\*power เวอร์ชัน 3.1 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (effect size) จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่คล้ายคลึงกันของ Formosa และคณะ (47) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 5

การทดสอบระยะเวลาก่อตัวและการทดสอบความต้านทานการชะล้าง แต่ละการทดสอบจะแบ่งออกเป็นกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือด และกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โดยจะแบ่งออกเป็นกลุ่มย่อย 6 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ชิ้น ดังแสดงในตารางที่ 1

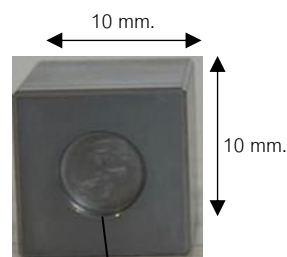
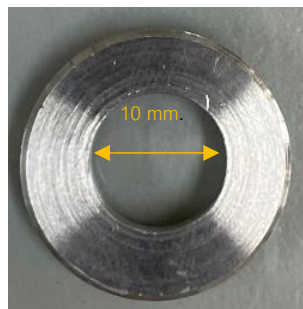
ตาราง 1 กลุ่มการศึกษา

กลุ่มที่	ชนิดของวัสดุ	การปนเปื้อนเลือด
1	โปรรูทเอ็มทีเอ	ปนเปื้อนเลือด
2	ไบโอเดนทิน	ปนเปื้อนเลือด
3	เรโทรเอ็มทีเอ	ปนเปื้อนเลือด
4	โปรรูทเอ็มทีเอ	ไม่ปนเปื้อนเลือด
5	ไบโอเดนทิน	ไม่ปนเปื้อนเลือด
6	เรโทรเอ็มทีเอ	ไม่ปนเปื้อนเลือด

#### การเตรียมแม่พิมพ์ที่ใช้ในการศึกษา

เตรียมแม่พิมพ์สำหรับทดสอบระยะเวลาก่อตัวตามมาตรฐานของ ISO 9917-1:2007 (43) เป็นแม่พิมพ์โลหะทรงกระบอกปลายเปิด ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร ความสูง 2 มิลลิเมตร และเตรียมแม่พิมพ์สำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุโดยใช้แม่พิมพ์โลหะทรงลูกบาศก์ขนาดความสูง 10 มิลลิเมตร ความกว้าง 10 มิลลิเมตร ความยาว 10 มิลลิเมตร โดยมีหลุมบริเวณด้านข้างของแม่พิมพ์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 5 มิลลิเมตร และความลึก 1 มิลลิเมตร (47)



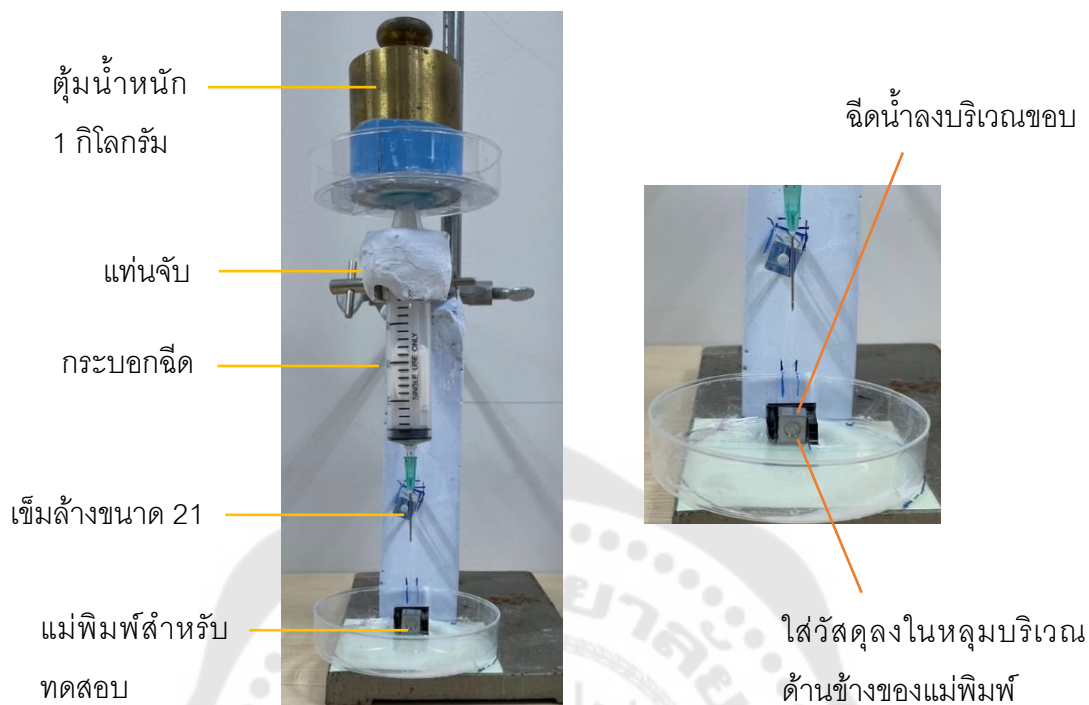


เส้นผ่านศูนย์กลาง 5 mm ความลึก 1 mm

ภาพประกอบ 6 แสดงแบบจำลองแม่พิมพ์การทดสอบระยะเวลาก่อตัว (ซ้าย) และการทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ขวา)

### การสร้างแบบจำลอง (model) สำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง

เตรียมแบบจำลองสำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุด้วยวิธี Metered spray testing ดัดแปลงจากการศึกษาของ Formosa และคณะ (47) โดยใช้แท่นจับ (retort stand) ยึดกับกระบอกฉีดขนาด 20 มิลลิลิตรที่มีเข็มฉีดยาขนาด 21 กระบอกฉีดบรรจุน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร ใช้ตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัมวางไว้ด้านบนของกระบอกฉีด จนน้ำกลั่นไหลออกจนหมดจากกระบอกฉีดในเวลา  $15 \pm 1$  วินาที เพื่อควบคุมอัตราการไหลของน้ำกลั่นให้ได้เท่ากับ 0.667 มิลลิลิตรต่อวินาที โดยกำหนดระยะห่างระหว่างขอบของแม่พิมพ์และปลายของเข็มฉีดยาเท่ากับ  $35 \pm 1$  มิลลิเมตร (47) กำหนดตำแหน่งของแม่พิมพ์โดยใช้แผ่นพลาสติกแข็งยึดกับฐานรอง เพื่อสามารถวางแม่พิมพ์ที่ตำแหน่งเดิมในทุกครั้งของการทดลอง



ภาพประกอบ 7 แสดงแบบจำลองอุปกรณ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ซ้าย) แม่พิมพ์  
สำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง (ขวา) (47)

### การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการศึกษา

วัสดุซีเมนต์ที่ใช้ในการศึกษานี้ ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และเรโพรเอ็มทีเอ ส่วน  
เลือดที่ใช้ในการศึกษาเป็นเลือดจากผู้วิจัย โดยใช้เป็นเลือดครบส่วนแบบสดใหม่ (fresh whole  
blood) ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบของเลือด และไม่ใส่สารกันเลือดแข็งตัว เตรียมวัสดุ  
และผสมตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ดังนี้

#### 1. โปรรูทเอ็มทีเอ

ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อส่วนเหลวเท่ากับ 3 ต่อ 1 โดยชั่งส่วนผง 0.33 กรัม ด้วยเครื่องชั่ง  
อิเล็กทรอนิกส์ทศนิยม 4 ตำแหน่ง และตวงน้ำกลั่น 0.1 มิลลิลิตร ด้วยเครื่องดูดจ่ายสารละลาย  
อัตโนมัติ (autopipette) ผสมส่วนผงและน้ำกลั่นบนแผ่นแก้วโดยใช้พายโลหะ ให้เป็นเนื้อเดียวกัน  
และมีลักษณะคล้ายทรายเปียก

#### 2. ไบโอเดนทีน

ตะแคงชูลเบา ๆ บนพื้นผิวที่แข็งเพื่อให้ส่วนผงในแคปซูลกระจายตัว ชั่งส่วนผง 0.35  
กรัม ด้วยเครื่องชั่งอิเล็กทรอนิกส์ทศนิยม 4 ตำแหน่ง และตวงส่วนเหลว 0.1 มิลลิลิตร ด้วย

เครื่องดูดจ่ายสารละลายอัตโนมัติ นำส่วนผงใส่ในแคปซูล จากนั้นหยดส่วนเหลวลงในแคปซูล ปิดฝาแคปซูล และปั่นด้วยเครื่องปั่นอะมัลกัม (ความเร็ว 4000-4200 รอบ/นาที) นาน 30 วินาที นำวัสดุออกจากแคปซูลด้วยพาย (spatula) ที่อยู่ในกล่อง

### 3. เวโรเอ็มทีเอ

ผสมด้วยอัตราส่วนผง 0.3 กรัม ต่อส่วนเหลว 3 หยด ผสมส่วนผงและส่วนเหลวเข้าด้วยกันโดยใช้พาย หลังจากผสมเสร็จผิวหน้าของวัสดุจะปรากฏลักษณะมันวาว ทิ้งไว้สักครู่ให้ความมันวาวที่ผิวหน้าวัสดุหายไปก่อนนำวัสดุไปใช้งาน

### การเตรียมชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบระยะเวลาก่อตัว

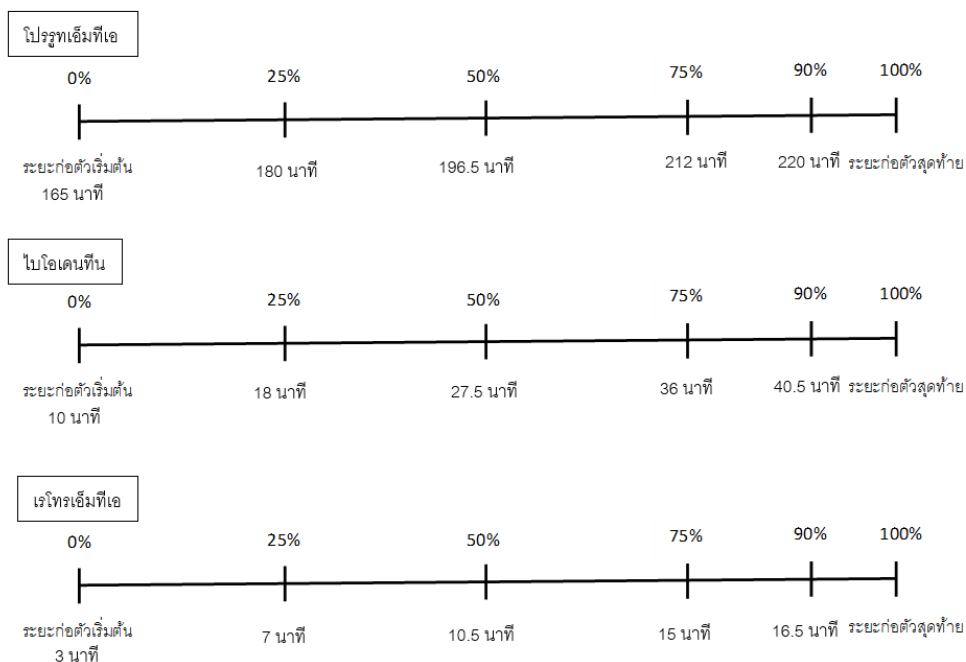
การศึกษานี้ได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ สถาบันยุทธศาสตร์ทางปัญญาและการวิจัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC-303/2565X เป็นที่เรียบร้อยแล้วจึงเริ่มทำการศึกษา โดยในกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดให้นำวัสดุที่ได้รับการผสมแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะทรงกระบอกปลายเปิดที่วางอยู่บนแผ่นแก้วด้วยแรงที่เบา ใส่วัสดุจนแน่นเต็มแม่พิมพ์ นำแผ่นแก้ววางทับปิดที่ด้านบน ใช้ตุ่มน้ำหนัก 1 กิโลกรัมวางทับบนแผ่นแก้ว จากนั้นนำตุ่มน้ำหนักออกแล้วเลื่อนแผ่นแก้วออกทางด้านข้างในแนวขนาน เพื่อให้ผิวหน้าของวัสดุมีลักษณะเรียบ เมื่อนำไปกดจะได้ลักษณะที่ตั้งฉากกับหัวกดเท่ากันทุกบริเวณ จากนั้นนำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาด (moist gauze) ห่อชิ้นงานไว้จนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัว ส่วนในกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือด เตรียมแม่พิมพ์โลหะทรงกระบอกปลายเปิดวางบนแผ่นแก้ว จากนั้นใช้กระบอกฉีดยา (syringe) ขนาด 1 มิลลิลิตร บรรจุเลือดปริมาตร 0.2 มิลลิลิตร ใช้เข็มฉีดยาขนาด 25 (irrigation needle 25-gauge) ฉีดลงตรงกลางแม่พิมพ์ ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วจึงดูดออกโดยใช้กระบอกฉีดยาบรรจุเข็มขนาด 25 ร่วมกับเป่าออก 1 ครั้งโดยลูกยางเป่าลม (rubber blower) สังเกตเห็นว่ามียึดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน (24) และใส่วัสดุที่ผสมแล้วลงไปแม่พิมพ์จนแน่นเต็มด้วยแรงที่เบา ควบคุมให้พื้นผิววัสดุเรียบเช่นเดียวกับกลุ่มที่ไม่ปนเปื้อนเลือด จากนั้นใช้กระบอกฉีดยาร่วมกับเข็มฉีดยาฉีดเลือดเคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้งในปริมาตร 0.1 มิลลิลิตร ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วจึงดูดออกโดยใช้กระบอกฉีดยาบรรจุเข็มขนาด 25 สังเกตเห็นว่ามียึดติดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ แล้วนำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อชิ้นงานไว้จนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัว

### การเตรียมชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ

ในกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดให้นำวัสดุที่ได้รับการผสมแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะด้วยแรงที่เบา ใส่วัสดุจนแน่นเต็มแม่พิมพ์ ใช้ตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัมวางทับบนแผ่นแก้ว จากนั้นนำตุ้มน้ำหนักออกแล้วเลื่อนแผ่นแก้วออกทางด้านข้างในแนวขนาน เพื่อให้ผิวหน้าของวัสดุมีลักษณะเรียบ ส่วนในกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดใช้กระบอกลดขนาด 1 มิลลิลิตรบรรจุเลือด และใช้เข็มฉีดยาขนาด 25 หยดลงตรงกลางแม่พิมพ์ 1 หยด ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วจึงเป่าออก 1 ครั้งโดยลูกยางเป่าลม สังเกตเห็นว่ามีเลือดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน จากนั้นใส่วัสดุที่ผสมแล้วลงไปแม่พิมพ์จนแน่นเต็มโดยใช้แรงที่เบา ควบคุมให้พื้นผิววัสดุเรียบเช่นเดียวกับกลุ่มที่ไม่ปนเปื้อนเลือด จากนั้นใช้กระบอกลดร่วมกับเข็มฉีดยาขนาด 1 หยดเคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้ง ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วจึงดูดออกโดยใช้กระบอกลดยาบรรจุเข็มขนาด 25 สังเกตเห็นมีเลือดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ แล้วนำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อชิ้นงานไว้ 1 นาที ก่อนนำมาทดสอบความต้านทานการชะล้าง

### การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

สำหรับการทดสอบระยะเวลาก่อตัว เริ่มวัดเมื่อถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด ด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine) หัวกดน้ำหนัก  $400 \pm 5$  กรัม ปลายเข็มแบนเรียบเส้นผ่านศูนย์กลาง  $1 \pm 0.1$  มิลลิเมตร กดลงบนพื้นผิวของซีเมนต์ค้างไว้ 5 วินาที แล้วจึงเปลี่ยนตำแหน่ง กดเป็นช่วงระยะเวลาที่เท่ากันในวัสดุทั้ง 3 ชนิด เนื่องจากวัสดุแต่ละชนิดมีระยะเวลาก่อตัวแตกต่างกันจึงใช้เกณฑ์ระยะเวลาการกดเป็นร้อยละจากช่วงเวลาการก่อตัวของวัสดุ แสดงดังภาพประกอบ 8 โดยกดอย่างสุ่มจากรอบนอกในทิศทางตามเข็มนาฬิกา ซึ่งในช่วงระยะเวลาร้อยละ 90 ถึงระยะก่อตัวสุดท้าย จะทำการกดทุก ๆ 30 วินาทีจนกระทั่งพบว่าเส้นรอบวงของรอยกดไม่เป็นวงสมบูรณ์เป็นครั้งแรก บันทึกระยะเวลาก่อตัวของแคลเซียมซิติเลทซีเมนต์ ซึ่งเป็นระยะเวลาเริ่มตั้งแต่ผสมซีเมนต์จนถึงระยะเวลาที่หัวกดไม่สามารถสร้างรอยกดลักษณะวงกลมอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิวซีเมนต์ (43)



ภาพประกอบ 8 แสดงช่วงเวลากการกคของวัสดุทั้งสามชนิด



ภาพประกอบ 9 แสดงเครื่องทดสอบสากล

**การทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ**

ทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุด้วยวิธี Metered spray testing (47) โดยวางแม่พิมพ์ให้ด้านที่มีวัสดุหันออกมาด้านหน้า ปรับระยะให้เข็มฉีดตรงกับบริเวณขอบด้านหน้าของแม่พิมพ์ วางตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัมไว้ด้านบนของกระบอกล้าง ฉีดน้ำกลั่นลงมาบริเวณขอบของ

แม่พิมพ์ในลักษณะตั้งฉากกับแม่พิมพ์แล้วไหลผ่านวัสดุ ดังนั้นในวิธีนี้น้ำกลั่นจะไม่ฉีดลงมาที่วัสดุโดยตรง แต่จะเป็นการทำให้ น้ำกลั่นไหลผ่านวัสดุ คำนวณมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป จากสูตร

$$D = \frac{(M_i - M_f) \times 100}{M_i - M_m}$$

ค่า D คือ ร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป  $M_i$  คือมวลของวัสดุก่อนเริ่มทดสอบ,  $M_f$  คือมวลของวัสดุหลังทำการทดสอบ และ  $M_m$  คือมวลของแม่พิมพ์ (47)

อย่างไรก็ตามค่าที่คำนวณออกมาได้คือร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป ซึ่งหากมวลของวัสดุเปลี่ยนแปลงมาก แสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างต่ำ แต่ในทางกลับกันหากมวลของวัสดุเปลี่ยนแปลงน้อย แสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างสูงนั่นเอง



ภาพประกอบ 10 แสดงการทดสอบความต้านทานการชะล้าง

### การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS โดยนำข้อมูลที่ได้นำมาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยการทดสอบชาปิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk Test) พบว่ามีการกระจายตัวของข้อมูลปกติ จากนั้นเปรียบเทียบระยะเวลาก่อตัวและค่าความต้านทานการชะล้างของแต่ละกลุ่มทดลองด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) ร่วมกับทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซิดาค (Sidak test) โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติที่  $P < 0.05$

## บทที่ 4

### ผลการศึกษา

#### การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

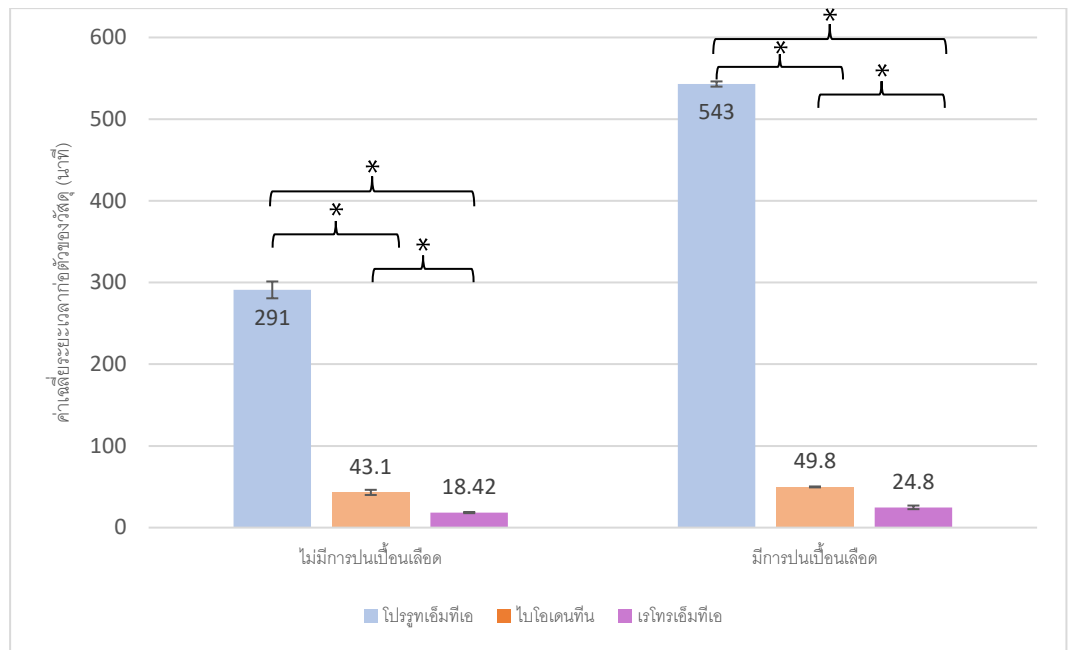
ผลการศึกษาพบว่าในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรุธเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัว 291 นาที 43.1 นาที และ 18.42 นาทีตามลำดับ ส่วนในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัว 543 นาที 49.8 นาที และ 24.8 นาทีตามลำดับ วัสดุทั้งสามมีระยะเวลาก่อตัวที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดและไม่มีการปนเปื้อนเลือด โดยในทั้งสองสภาวะพบว่าโปรรุธเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุสูงกว่าไบโอดีเนทีนและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ และไบโอดีเนทีนมีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุสูงกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดระยะเวลาก่อตัวของวัสดุทั้งสามชนิดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด ผลการศึกษาแสดงในตารางที่ 2 และภาพประกอบ 11-12

ตาราง 2 ค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ

วัสดุ	ค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (นาที)	
	ไม่มีการปนเปื้อนเลือด	มีการปนเปื้อนเลือด
โปรรุธเอ็มทีเอ	291 ± 10.30 <sup>A,a</sup>	543 ± 3.19 <sup>A,b</sup>
ไบโอดีเนทีน	43.1 ± 3.15 <sup>B,a</sup>	49.8 ± 0.57 <sup>B,b</sup>
เรโทรเอ็มทีเอ	18.42 ± 0.72 <sup>C,a</sup>	24.8 ± 2.20 <sup>C,b</sup>

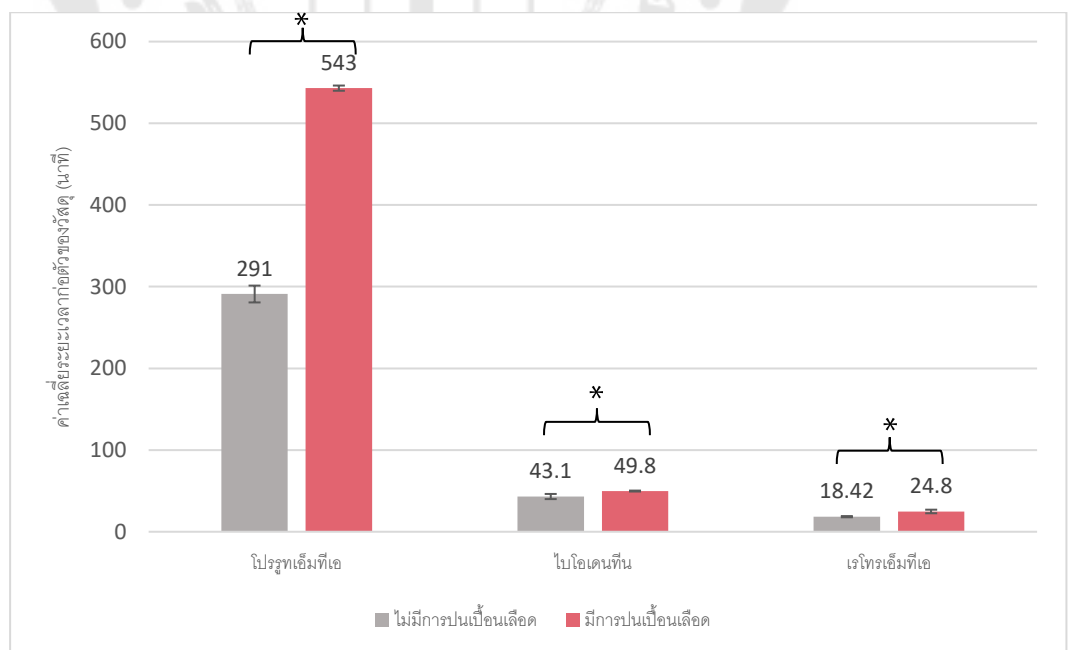
อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่ต่างกันในกลุ่มนี้แสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่ต่างกันในกลุ่มนี้แสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาที่ถึงค่าสูงสุดของวัสดุจำแนกตามการมีหรือไม่มี การป้อนเนื้ออุด



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาที่ถึงค่าสูงสุดของวัสดุจำแนกตามชนิดของวัสดุ



### การทดสอบความต้านทานการชะล้างของวัสดุ

ผลการศึกษาพบว่าในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอดีเนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 45.15 ร้อยละ 90.98 และร้อยละ 52.18 ตามลำดับ และในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 72.41 ร้อยละ 80.34 และร้อยละ 86.96 ตามลำดับ วัสดุแต่ละชนิดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกัน ในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดไบโอดีเนทีนมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แต่โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างต่ำที่สุด ส่วนในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดพบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงที่สุดโดยมีค่าสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ รองลงมาคือไบโอดีเนทีนมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างของวัสดุสูงที่สุดทั้งในสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด ไบโอดีเนทีนมีความต้านทานการชะล้างของวัสดุต่ำที่สุดในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด และเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างของวัสดุต่ำที่สุดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

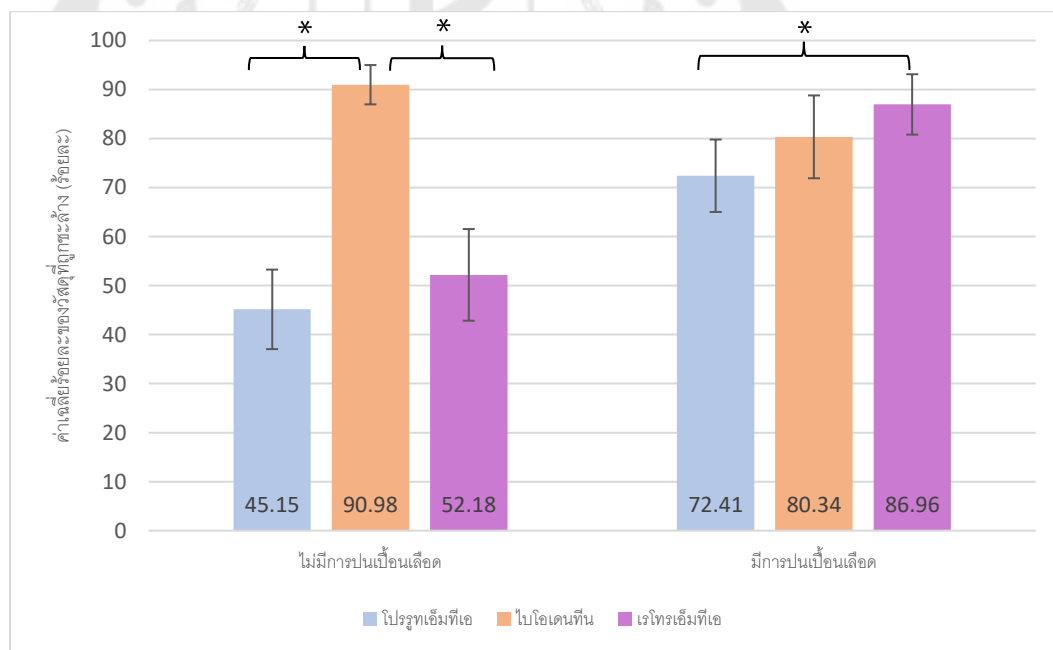
ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดแตกต่างกับในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ โดยเมื่อโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้ร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างเพิ่มขึ้น ส่วนไบโอดีเนทีนมีค่าร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง ผลการศึกษาแสดงในตารางที่ 3 และภาพประกอบ 13-14

ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยการชะล้างของวัสดุ

วัสดุ	ค่าเฉลี่ยน้ำหนักที่ถูกชะล้าง $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (มิลลิกรัม)		ค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ร้อยละ)	
	สภาวะไม่มีการปนเปื้อนเลือด	สภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด	สภาวะไม่มีการปนเปื้อนเลือด	สภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด
	โปรรูทเอ็มทีเอ	22.2 $\pm$ 4.5	36.2 $\pm$ 3.9	45.15 $\pm$ 8.11 <sup>A,a</sup>
ไบโอเดนทิน	41.6 $\pm$ 2.7	37.3 $\pm$ 4.6	90.98 $\pm$ 4.01 <sup>A,b</sup>	80.34 $\pm$ 8.45 <sup>B,ab</sup>
เรโทรเอ็มทีเอ	25.1 $\pm$ 4.8	43.0 $\pm$ 3.0	52.18 $\pm$ 9.35 <sup>A,a</sup>	86.96 $\pm$ 6.16 <sup>B,b</sup>

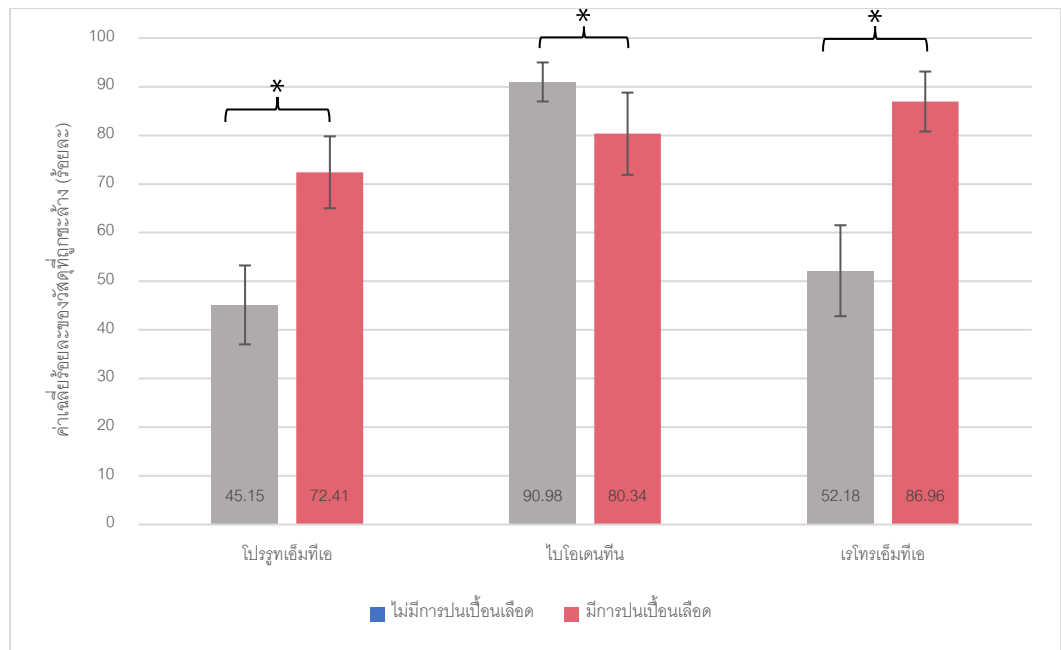
อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันในแถวเดียวกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุจำแนกตามการมีหรือไม่มี การปนเปื้อนเลือด



เครื่องหมาย \* หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุจำแนกตามชนิดของวัสดุ

## บทที่ 5

### สรุปผลการศึกษา อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

#### สรุปผลการศึกษา

ภายใต้การศึกษานี้พบว่าโปรรุธเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวของวัสดุสูงที่สุดในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด แตกต่างกับไบโอเดนทีนและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามมีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ในส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าทั้งสองสภาวะมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยโปรรุธเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดและมีค่าลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ซึ่งการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไบโอเดนทีนมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุด ขณะที่ไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

#### อภิปรายผล

การใช้งานของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในทางเอ็นโดดอนติกส์มีโอกาสสัมผัสเลือดได้บ่อยครั้ง ซึ่งหากวัสดุสัมผัสกับเลือดในขณะที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ อาจเกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุได้ (15) การศึกษานี้พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของโปรรุธเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ เปลี่ยนแปลงไปอย่างมีนัยสำคัญ

การก่อตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เกิดจากปฏิกิริยาไฮเดรชันเป็นหลัก ซึ่งจะทำให้วัสดุเปลี่ยนสถานะเป็นของแข็งอย่างต่อเนื่อง (7) ในการศึกษาที่ใช้การวัดระยะเวลาก่อตัวโดยอ้างอิงมาจากมาตรฐาน ISO 9917-1:2007 (43) เช่นเดียวกับการศึกษาที่ก่อนหน้านี้ (7, 11) ผลการศึกษาพบว่าระยะเวลาก่อตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดและไม่มีการปนเปื้อนเลือด โดยเมื่ออยู่ในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรุธเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และเรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเท่ากับ 291 นาที 43.1 นาที และ 18.42 นาที ตามลำดับ สอดคล้องไปกับการศึกษาของ Grech และคณะ (11) พบว่าไบโอเดนทีนมีระยะเวลาก่อตัวเท่ากับ 45 นาที และการศึกษาของ Che และคณะ (7) ที่พบว่าระยะเวลาก่อตัวของโปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอเท่ากับ 279 นาที และ 18.1 นาที ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าระยะเวลาก่อตัวของวัสดุใกล้เคียงกับผลการศึกษาครั้งนี้ เนื่องจากใช้มาตรฐาน

ISO 9917-1:2007 ในการทดสอบเช่นเดียวกัน แต่มีบางการศึกษาที่ได้ผลต่างออกไป เนื่องจากใช้มาตรฐานในการทดสอบที่แตกต่างกัน ดังการศึกษาของ Kaup และคณะ (6) พบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนทินมีระยะเวลาก่อตัวเท่ากับ 228.33 นาที และ 85.66 นาที ตามลำดับ

เมื่อวัสดุทั้งสามชนิดเกิดการปนเปื้อนเลือด ส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากเลือดประกอบไปด้วยเซลล์และโปรตีนต่าง ๆ เช่น อัลบูมิน ซึ่งสามารถยึดติดกับพื้นผิวและอุดกั้นรูพรุนของซีเมนต์ มีผลขัดขวางปฏิกิริยาก่อตัวของวัสดุทำให้อัตราการไม่สมบูรณ์ (55) Nekoofer และคณะ (25) พบว่าโปรตีนในเลือดเข้าไปเกาะกับผลิตภัณฑ์บริเวณแกนกลางของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตจึงลดรูพรุนของเอ็มทีเอลง และเลือดมีผลลดปริมาณน้ำที่ใช้ในปฏิกิริยาไฮเดรชัน นำไปสู่การยับยั้งกระบวนการไฮเดรชันในที่สุด นอกจากนี้เลือดยังสามารถรวมตัวทางเคมีกับวัสดุได้ Marquezan และคณะ (51) กล่าวว่าส่วนประกอบในเลือดทำหน้าที่คล้ายสารเติม (fillers) ในช่วงที่เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน จนเกิดการรวมตัวเป็นสารประกอบเชิงซ้อนของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตและเลือด (C-S-H-blood) คล้ายกับการรวมตัวของบิสฟอสออกไซด์กับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (29) เป็นการขัดขวางปฏิกิริยาไฮเดรชันและการก่อตัวของวัสดุ ส่งผลต่อการเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และยังส่งผลต่อเนื้อให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลง เช่นเดียวกับการศึกษาของ Thanavibul และคณะ (56) พบว่าเลือดมีผลลดการปล่อยซิลิกอนไอออนและยับยั้งการเกิดชั้นเจลซิลิกาบนพื้นผิวของวัสดุ ในขณะที่เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน ซึ่งเป็นการรบกวนกระบวนการไฮเดรชันของวัสดุ ส่งผลให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ช้าลงเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด

จากผลการศึกษาพบว่า โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวนานที่สุดทั้งสภาวะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด เนื่องจากมียับยั้งหรือแคลเซียมซัลเฟตเป็นองค์ประกอบ โดยยับยั้งเข้าไปเป็นตัวหน่วงในปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมอะลูมิเนต ส่งผลให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันช้าลง ซึ่งเมื่อผสมวัสดุกับน้ำในช่วง 2-3 นาทีแรกยับยั้งจะละลายตัวอย่างรวดเร็ว เป็นผลให้อะลูมิเนตถูกแยกตัวออกมาเป็นชั้นเจลล้อมรอบส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยาเป็นการชะลอการเกิดปฏิกิริยาของอะลูมิเนต จึงส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวช้าลง (29, 57) อีกทั้งโปรรูทเอ็มทีเอยังมีบิสฟอสออกไซด์เป็นองค์ประกอบ โดยบิสฟอสจะเข้าไปรวมเป็นส่วนหนึ่งของโครงสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตในขณะที่เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน และมีผลต่อการตกตะกอนของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ทำให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ไม่สมบูรณ์ จึงส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวที่นานมากขึ้น (29) และเมื่อโปรรูทเอ็มทีเอเกิดการปนเปื้อนเลือด ส่งผลให้ผลึกเอทริงไทต์ (ettringite) ที่มีลักษณะเป็นผลึกรูปเข็มซึ่งมีหน้าที่สำคัญในการสร้างพันธะเชื่อมต่อระหว่างผลึกของเอ็มทีเอมีปริมาณลดลง จึง

ทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุและอาจส่งผลให้วัสดุไม่ก่อตัวเมื่อสัมผัสกับเลือดได้ โดยผลึกเอททริงไกต์เป็นผลิตภัณฑ์ที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาไฮเดรชันของโปรรูทเอ็มทีเอ เนื่องจากยับยั้งเข้าไปร่วมในการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (24) ส่วนไบโอเดนทินและเรโพรเอ็มทีเอไม่ได้รับผลกระทบจากการเกิดผลึกเอททริงไกต์นี้ เนื่องจากไม่มียับยั้งเป็นส่วนประกอบ

ไบโอเดนทินและเรโพรเอ็มทีเอเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่พัฒนาคุณสมบัติเพื่อให้มีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น โดยในส่วนผงของไบโอเดนทินประกอบด้วยแคลเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 15 ทำหน้าที่เป็นแกนกลางสำหรับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตในปฏิกิริยาไฮเดรชัน ส่งผลให้เกิดปฏิกิริยาเร็วขึ้น รวมไปถึงในส่วนน้ำมีแคลเซียมคลอไรด์เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาโดยสามารถแพร่เข้าไปในรูพรุนของวัสดุและเร่งปฏิกิริยาไฮเดรชัน นำไปสู่การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์อย่างรวดเร็ว อีกทั้งไบโอเดนทินยังมีโพลีเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้ซึ่งจะช่วยให้อนุภาคผงกระจายตัวได้ดีขณะผสมและลดปริมาณของน้ำที่ใช้ในปฏิกิริยา จึงลดอัตราส่วนน้ำต่อผงของไบโอเดนทินลง ทำให้วัสดุมีรูพรุนน้อย ลดการซึมผ่านและช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับไบโอเดนทินได้ ส่งผลให้มีคุณสมบัติทางกายภาพที่ดีขึ้น (58) ด้วยส่วนประกอบดังกล่าวทำให้ไบโอเดนทินมีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น จึงลดผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดเนื่องจากมีการก่อตัวค่อนข้างเร็ว (24) ส่วนเรโพรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เนื่องจากมีองค์ประกอบส่วนใหญ่เป็นแคลเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 68-80 ซึ่งเป็นอนุภาคขนาดเล็กที่ชอบน้ำ (12) จึงเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับส่วนเหลว และมีสารที่บับรังสีคือเซอร์โคเนียมออกไซด์ซึ่งทำหน้าที่เป็นแกนกลางให้กับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตในช่วงแรกของปฏิกิริยาไฮเดรชัน (59) ทำให้เกิดปฏิกิริยาได้เร็วขึ้นเรโพรเอ็มทีเอจึงมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว และเรโพรเอ็มทีเอได้รับผลกระทบน้อยเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดเนื่องจากเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันอย่างรวดเร็วที่บริเวณขอบนอกสุดของพื้นผิว ทำให้พื้นผิวค่อย ๆ แข็งตัว จึงลดการซึมผ่านของเลือดเข้าสู่บริเวณอนุภาคด้านในของเรโพรเอ็มทีเอ (12) จะเห็นได้ว่าหากวัสดุมีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลต่อปฏิกิริยาไฮเดรชันซึ่งเป็นปฏิกิริยาหลักในการก่อตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ดังนั้นเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดทำให้วัสดุมีระยะเวลาก่อตัวนานขึ้นได้

ในการทำศัลยกรรมปลายรากฟัน วัสดุอุดย่นปลายรากฟันอาจถูกชะล้างได้เมื่อล้างทำความสะอาดบริเวณที่ทำการผ่าตัด (osteotomy site) (60) หรือสัมผัสกับเลือดที่เข้าสู่บริเวณผ่าตัด ซึ่งการถูกชะล้างนี้จะส่งผลลดความแนบสนิทระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน ดังนั้นความต้านทานต่อการถูกชะล้างของวัสดุจึงเป็นคุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่ง (47) โดยความต้านทานการชะล้างอ้างอิงได้จากค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างออกไป ซึ่งหากวัสดุมีระยะเวลาก่อตัวเร็วก็ควรที่จะมี

ความต้านทานการชะล้างที่สูงขึ้น ผลการศึกษาพบว่า การปนเปื้อนเลือดมีผลต่อร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดอย่างมีนัยสำคัญ โดยเมื่อปนเปื้อนเลือดพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างสูงกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แสดงผลจากร้อยละของโปรรูทเอ็มทีเอที่ถูกชะล้างน้อยกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ โดยพื้นผิวของเรโทรเอ็มทีเอมีลักษณะคล้ายทรายเปียกน้ำเช่นเดียวกับ โปรรูทเอ็มทีเอ (61) แต่เรโทรเอ็มทีเอมีรูพรุนมากกว่าและมีความหนาแน่นของอนุภาคน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ (62) จึงส่งผลให้เซลล์และโปรตีนในเลือดเข้าไปแทรกระหว่างอนุภาคของซีเมนต์และรูพรุน (55) ในเรโทรเอ็มทีเอได้มาก ทำให้เรโทรเอ็มทีเอหลุดจากกันได้ง่ายกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ อีกทั้งในการศึกษานี้จำลองให้วัสดุได้รับการสัมผัสกับเลือดที่เคลือบอยู่ภายในแม่พิมพ์และบนพื้นผิวของวัสดุ รวมไปถึงน้ำที่ชะลงมาในขั้นตอนการทดสอบความต้านทานการชะล้างทันทีหลังผสมวัสดุเสร็จ ส่งผลให้วัสดุได้รับความชื้นที่มากเกินไป จึงมีผลต่อการก่อตัวของวัสดุ โดยเมื่อเกิดการสัมผัสเลือดทำให้เกิดรูพรุนขนาดเล็กแทรกอยู่ทั่วไประหว่างอนุภาคของวัสดุ ซึ่งรูพรุนเหล่านี้อาจเกิดได้จากวัสดุสัมผัสเลือดในขณะที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดฟองอากาศระหว่างอนุภาค (63) จากการศึกษาของ Kim และคณะ (64) พบว่าเมื่อวัสดุได้รับความชื้นที่มากเกินไปจากการแช่ในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid; SBF) มีผลต่อการก่อตัวของไบโอเดน-ทินและเรโทรเอ็มทีเอและส่งผลให้ไบโอเดน-ทินแยกออกจากเนื้อฟันได้มาก แต่จากการศึกษานี้พบว่าเมื่อไบโอเดน-ทินปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้วัสดุถูกชะล้างออกไปได้น้อยลง เนื่องจากไบโอเดน-ทินหลังผสมจะมีพื้นผิวเรียบลื่น มีแรงตึงผิวและรูพรุนน้อย (11) รวมไปถึงไบโอเดน-ทินมีส่วนประกอบของสารลดแรงตึงผิว ส่งผลให้เพิ่มพลังงานพื้นผิว (surface energy) จึงมีความสามารถในการไหลแผ่และเกาะกันเป็นกลุ่มก้อนมาก (65) ส่งผลให้เลือดแทรกซึมเข้าไปในเนื้อวัสดุได้น้อย คล้ายกับเลือดเพียงแค่ว่าเคลือบพื้นผิวของวัสดุไว้ เมื่อมีการชะของน้ำเป็นผลให้เลือดที่เคลือบเป็นชั้นฟิล์มบาง ๆ ที่ชั้นนอกหลุดออกก่อน ทำให้มีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง แสดงถึงไบโอเดน-ทินมีความต้านทานการชะล้างเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับขณะไม่มีการปนเปื้อนเลือด

เมื่อเปรียบเทียบร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างขณะอยู่ในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดพบว่าไบโอเดน-ทินมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุด แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Grech และคณะ (11) ที่พบว่าไบโอเดน-ทินถูกชะล้างออกไปมากที่สุดเมื่อทดสอบค่าความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Drop method เนื่องจากไบโอเดน-ทินมีโพลีเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้และมีคุณสมบัติลดแรงตึงผิว ทำให้อนุภาคของซีเมนต์กระจายตัวกัน เมื่อไบโอเดน-ทินได้รับน้ำจากภายนอกจึงเกิดการละลายและหลุดออก

จากแม่พิมพ์ได้มาก (11, 66) ส่วนค่าความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอต่างจากการศึกษาของ Porter และคณะ (46) ซึ่งพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 80-100 ด้วยการประเมินปริมาณวัสดุที่ถูกชะล้างไปจากขอบของแม่พิมพ์ด้วยวิธีถ่ายภาพที่กำลังขยาย 10 เท่า แล้วให้คะแนนความสมบูรณ์บริเวณขอบ (marginal integrity) โดยผู้ประเมิน 2 คน ซึ่งใช้วิธีวิเคราะห์แตกต่างกัน จึงอาจเป็นสาเหตุให้ได้ผลการศึกษาที่แตกต่างกัน ส่วนข้อมูลในเรื่องค่าความต้านทานการชะล้างของเรโทรเอ็มทีเอยังไม่สามารถเปรียบเทียบกับการศึกษาอื่นได้ เนื่องจากไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างเรโทรเอ็มทีเอ

การศึกษานี้ทดสอบความต้านทานการชะล้างโดยประเมินในขณะที่วัสดุผสมสดใหม่ ซึ่งวัสดุเคลือบซีลิกเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดยังไม่ก่อตัวในขณะทดสอบ แรงยึดกันระหว่างอนุภาค (cohesive force) จึงเป็นแรงเดียวที่สามารถยึดวัสดุที่ผสมใหม่ให้เชื่อมกันได้ เนื่องจากยังไม่เกิดโครงสร้างเคลือบซีลิกเกตไฮเดรตเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของวัสดุ (47) ดังนั้นขนาดอนุภาคของวัสดุจึงเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการถูกชะล้างของวัสดุ โดยวัสดุที่มีอนุภาคเล็กจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสมาก ส่งผลให้มีแรงยึดกันระหว่างอนุภาคมากขึ้น (47) จากการศึกษาของ Park และคณะ (67) พบว่าอนุภาคส่วนใหญ่ของไบโอเดนทิน เรโทรเอ็มทีเอ และโปรรูทเอ็มทีเอ มีขนาดเล็กกว่า 7.27 ไมโครเมตร 19.93 ไมโครเมตร และ 20.33 ไมโครเมตรตามลำดับ ถึงแม้ว่าไบโอเดนทินมีขนาดอนุภาคเล็กกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ แต่ไบโอเดนทินมีโพลีเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้เป็นองค์ประกอบ เป็นผลให้ถูกชะล้างออกไปได้มาก ไบโอเดนทินจึงมีความต้านทานการชะล้างต่ำ ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีร้อยละที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องมาจากมีขนาดอนุภาคใกล้เคียงกัน จึงมีแรงยึดกันระหว่างอนุภาคไม่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานการชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

การศึกษานี้พยายามจำลองสถานการณ์ให้ใกล้เคียงกับทางคลินิกในกรณีที่มีเลือดเข้ามาปนเปื้อนในวัสดุขณะทำงาน โดยเลือกใช้เลือดมนุษย์ครบส่วนแบบสดใหม่ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบของเลือด และไม่ใส่สารกันเลือดแข็งตัว เนื่องจากใกล้เคียงกับสถานการณ์ทางคลินิกมากที่สุด สร้างสภาวะปนเปื้อนเลือดโดยใช้การหยดเลือดใส่ลงในแม่พิมพ์เป็นระยะเวลา 20 วินาที แล้วดูดออกด้วยเข็มล้างเพื่อให้มีเลือดเคลือบอยู่บริเวณด้านในของแม่พิมพ์ สอดคล้องไปกับการศึกษาของ Sheykhrezae และคณะ (24) โดยการศึกษาส่วนใหญ่ที่เกี่ยวข้องกับการปนเปื้อนเลือดของวัสดุมักใช้วิธีการเคลือบเลือดไว้ที่พื้นผิวของแม่พิมพ์ ร่วมกับเขี่ยวัสดุที่พื้นผิวด้านหนึ่งสัมผัสกับเลือด (24, 68) หรือหยดเลือดลงไปผสมกับวัสดุระหว่างการผสม (15, 16) ในการศึกษานี้เลือกใช้วิธีการเคลือบเลือดไว้ภายในแม่พิมพ์และบนพื้นผิวของวัสดุก่อนที่จะนำมาทดสอบ เพื่อให้



มีความใกล้เคียงกับทางคลินิกให้มากที่สุด เนื่องจากในสถานการณ์จริง การทำให้เลือดหยุดโดยสมบูรณ์ในบริเวณพื้นที่ผ่าตัดปลายรากฟันเป็นไปได้ยาก (19) เลือดอาจจะเข้ามาปนเปื้อนเมื่อผสมวัสดุและใส่เข้าไปในบริเวณทำงานเรียบร้อยแล้ว ในปัจจุบันยังไม่พบการศึกษาใดจำลองสภาวะปนเปื้อนเลือดโดยเคลือบไว้ที่พื้นผิวด้านบนของวัสดุ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงคิดหาวิธีการเพื่อให้มีความเหมาะสมมากที่สุด ในการศึกษานำร่องได้ใช้ลูกบอลยางเป่าลมเพื่อเป่าเลือดออกจากพื้นผิว แต่เมื่อทำการศึกษาริจริงพบว่าลมจากลูกบอลยางส่งผลให้พื้นผิวของวัสดุไม่เรียบ จึงปรับเปลี่ยนวิธีเป็นการใช้เข็มล้างดูดเลือดออกจากขอบของแม่พิมพ์ให้เหลือลักษณะของเลือดเคลือบพื้นผิวไว้ และประเมินความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing โดยตัดแปลงบางส่วนจากการศึกษาของ Formosa และคณะ (47) ซึ่งเป็นการประเมินผลในเชิงปริมาณ โดยชั่งมวลวัสดุที่เหลืออยู่ในแม่พิมพ์เพื่อคำนวณมวลวัสดุที่ถูกชะล้างออกไปสามารถลดอคติในงานวิจัยได้ แต่เมื่อผู้วิจัยพัฒนาโมเดลดังกล่าวการศึกษาก่อนหน้า (47) พบว่าตำแหน่งที่น้ำไหลลงมา มีความคลาดเคลื่อน จึงปรับปรุงวิธีเพื่อลดความคลาดเคลื่อนลงและทำให้น้ำไหลลงมาตำแหน่งเดิมทุกครั้ง เนื่องจากวัสดุที่ใส่ในแม่พิมพ์มีปริมาณน้อยประมาณ 0.04 กรัม หากหยดน้ำลงผิดตำแหน่งเพียงเล็กน้อยสามารถส่งผลให้วัสดุถูกชะล้างออกไปต่างกันอย่างมาก อีกทั้งแรงดันของน้ำส่งผลให้เข็มฉีดเคลื่อนตำแหน่งได้ง่ายจึงยึดตำแหน่งเข็มด้วยบล็อกพลาสติก และกำหนดตำแหน่งของเข็มเพื่อใส่ในตำแหน่งเดิมทุกครั้งของการศึกษา อย่างไรก็ตามแรงดันของน้ำที่ฉีดลงมาบนวัสดุอาจมากกว่าการใช้งานจริงทางคลินิก จึงทำให้ได้ผลร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากเกินไปจนไม่เป็นจริงในทางคลินิกได้

ในการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุเคลือบซีเมนต์ซีลิกเกตพบว่า มีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณสมบัติของวัสดุที่ได้รับการผสมแล้ว ได้แก่ ส่วนประกอบของวัสดุ ความหนาของฟิล์ม อัตราส่วนผงต่อน้ำ ความชื้น ความเป็นกรดต่าง และแรงกดขณะใส่วัสดุ (69) เห็นได้ว่าอัตราส่วนผงต่อน้ำของวัสดุเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญ หากอัตราส่วนผงต่อน้ำไม่เพียงพอ หรืออนุภาคส่วนผงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันไม่ทั่วถึง จะทำให้เกิดรูพรุนในเนื้อวัสดุ และลดความแข็งแรงของวัสดุได้ (70) ดังนั้นในการศึกษานี้จึงมีการควบคุมอัตราส่วนของวัสดุและระยะเวลาในการผสมเพื่อให้ได้มาตรฐานเดียวกัน ใช้วิธีการตวงอัตราส่วนผงด้วยเครื่องชั่งสี่ตำแหน่ง และส่วนน้ำด้วยเครื่องดูดจ่ายสารละลายอัตโนมัติ โดยแต่ละวัสดุจะใช้อัตราส่วนที่เท่ากันและผสมให้เป็นเนื้อเดียวกันทุกครั้งภายในระยะเวลาการผสม (mixing time) ของวัสดุแต่ละชนิด อีกทั้งยังพบว่าแรงกดขณะใส่วัสดุเป็นอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญ ดังนั้นจึงมีการควบคุมให้มีแรงกดเท่ากันทุกครั้ง โดยเมื่อใส่วัสดุเข้าไปแน่นเต็มแม่พิมพ์แล้วจะใช้

กระจกปิดสไลด์ทับด้วยตุ้มน้ำหนักวางลงไปบนชิ้นงานเป็นเวลา 5 วินาที แล้วนำออกก่อนทดสอบในทุกครั้ง

จากผลการศึกษาพบว่าเมื่อแคลเซียมซิติเลตซีเมนต์สัมผัสเลือดส่งผลให้มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้น และส่วนใหญ่มีความต้านทานการชะล้างลดลงเมื่อเปรียบเทียบกับในสถานะที่ไม่ปนเปื้อนเลือด ซึ่งแสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุที่แย่งลง ดังนั้นจึงแนะนำว่าในสถานการณ์ทางคลินิกควรพยายามหลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดให้ได้มากที่สุด เพื่อคงคุณสมบัติที่ดีของวัสดุไว้

### ข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้เป็นเพียงการจำลองสภาวะการปนเปื้อนเลือดของวัสดุแคลเซียมซิติเลตซีเมนต์สามชนิดเพื่อศึกษาระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของวัสดุ ซึ่งเป็นคุณสมบัติหนึ่งที่สำคัญของวัสดุ อย่างไรก็ตามในการใช้งานจริงทางคลินิกต้องประเมินถึงคุณสมบัติอื่นเพิ่มเติมที่มีความสำคัญต่อวัสดุ เช่น ความทนแรงอัด ความต้านทานการหลุดออก ความแข็งผิว รวมไปถึงความสามารถในการฉีกของวัสดุ การศึกษานี้จึงเป็นเพียงแนวทางเบื้องต้นเพื่อประกอบการตัดสินใจในการเลือกใช้งานทางคลินิกที่วัสดุอาจมีการปนเปื้อนเลือดได้

## บรรณานุกรม

1. Torabinejad M, Watson TF, Ford TRP. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19(12):591-5.
2. Shahi S, Rahimi S, Hasan M, Shiezadeh V, Abdolrahimi M. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement for furcal perforation repair: a protein leakage study. *J Oral Sci.* 2009;51(4):601-6.
3. Shabahang S, Torabinejad M, Boyne PP, Abedi H, McMillan P. A comparative study of root-end induction using osteogenic protein-1, calcium hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. *J Endod.* 1999;25(1):1-5.
4. Torabinejad M, Hong CU, Ford TRP, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 1995;21(8):403-6.
5. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Ford TRP. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349-53.
6. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head Face Med.* 2015;11(16):1-8.
7. Che JL, Kim JH, Kim SM, Choi Nk, Moon HJ, Hwang MJ, et al. Comparison of Setting Time, Compressive Strength, Solubility, and pH of Four Kinds of MTA. *Korean J Dent Mater.* 2016;43(1):61-72.
8. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials?. *Endod Topics.* 2015;32:47-85.
9. Wang X, Chen L, Xiang H, Ye J. Influence of anti-washout agents on the rheological properties and injectability of a calcium phosphate cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;81(2):410-8.
10. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endod Topics.* 2015;32:3-30.
11. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater.* 2013;29(2):e20-8.
12. Song M, Yue W, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim J-W, et al. The effect of human blood on

the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. *Clin Oral Investig*. 2016;20(8):1997-2005.

13. Abedi HR, Ingle JI. Mineral trioxide aggregate: a review of a new cement. *J Calif Dent Assoc*. 1995;23(12):36-9.
14. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(4):247-52.
15. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PMH. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010;43(9):782-91.
16. Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PMH. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010;43(10):849-58.
17. 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.
18. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod*. 2013;39(8).
19. Alhodiry W, Lyons MF, Chadwick RG. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014;22(1):20-3.
20. Kim Y, Lee C-Y, Kim E, Jung I-Y. Failure of orthograde MTA filling: MTA wash-out? *J Kor Acad Cons Dent*. 2011;36(6):510-4.
21. Choi Y, Park S-J, Lee S-H, Hwang Y-C, Yu M-K, Min K-S. Biological effects and washout resistance of a newly developed fast-setting pozzolan cement. *J Endod*. 2013;39(4):467-72.
22. Kim Y, Kim S, Shin YS, Jung I-Y, Lee SJ. Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *J Endod*. 2012;38(4):536-40.

23. Bolhari B, Nekoofar MH, Sharifian M, Ghabrai S, Meraji N, Dummer PMH. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod.* 2014;40(3):432-5.
24. Sheykhrezae MS, Meraji N, Ghanbari F, Nekoofar MH, Bolhari B, Dummer PMH. Effect of blood contamination on the compressive strength of three calcium silicate-based cements. *Aust Endod J.* 2018;44(3):255-9.
25. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PMH. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2011;44(11):1011-8.
26. Üstün Y, Topçuođlu HS, Akpek F, Aslan T. The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. *J Oral Sci.* 2015;57(3):185-90.
27. Hench LL. Bioceramics. *J Am Ceram Soc.* 1998;81(7):1705-28.
28. Haapasalo M, Parhar M, Huang X, Wei X, Lin J, Shen Y. Clinical use of bioceramic materials. *Endod Topics.* 2015;32:97-117.
29. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40(6):462-70.
30. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006;32(3):193-7.
31. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J.* 2006;39(3):220-5.
32. Ramachandran V, Paroli R, Beaudoin J, Delgado A. *Handbook of thermal analysis of construction materials: William Andrew.* 2002.
33. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics – a review. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2017;51(3 Suppl 1):s128-37.
34. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod.* 2006;32(5):425-8.
35. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):101-3.

36. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RFL, Guimarães BM, Duarte MAH. 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.
37. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013;29(5):580-93.
38. 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. *Restor Dent Endod.* 2014;39(2):89-94.
39. Yousef MK, Alothmani OS, Zeid STHA. Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate: An Analysis of Solubility, pH Changes and Leaching Elements. *Life Science Journal.* 2015;12(4):1097-8135.
40. Zhou H-m, Shen Y, Wang Z-j, Li L, Zheng Y-f, Häkkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod.* 2013;39(4):478-83.
41. Kang S-H, Shin Y-S, Lee H-S, Kim S-O, Shin Y, Jung I-Y, et al. Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an ex vivo study. *J Endod.* 2015;41(5):737-41.
42. Souza LCd, Yadlapati M, Dorn SO, Silva R, Letra A. Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(4):383-9.
43. International Organization for Standardization. Dentistry—water-based cements – part 1: powder/liquid acid-base cements. ISO 2007: 9917–1.
44. Altan H, Tosun G. The setting mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2016;50(1):65-72.
45. Jang G-Y, Park S-J, Heo S-M, Yu M-K, Lee K-W, Min K-S. Washout resistance of fast-setting pozzolan cement under various root canal irrigants. *Restor Dent Endod.* 2013;38(4):248-52.
46. Porter ML, Bertó A, Primus CM, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod.* 2010;36(3):524-8.
47. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. A quantitative method for determining the

antiwashout characteristics of cement-based dental materials including mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2012;46(2):179-86.

48. Specification CRD-C661-06. Specification for Antiwashout Admixtures for Concrete. Washington, DC: Chemical Research and Development Center, U.S. Army. 2006.

49. Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Zonouzi HRM, 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.

50. 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.

51. Marquezan FK, Kopper PMP, Dullius AIDS, Ardenghi DM, Grazziotin-Soares R. Effect of Blood Contamination on The Push-Out Bond Strength of Calcium Silicate Cements. *Braz Dent J.* 2018;29(2):189-94.

52. คลอวุฒินันท์ อ, ดำรงวุฒิก. ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟัน. *รอดีพิมพ์.*

53. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Ford TRP. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod.* 1994;20(4):159-63.

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

55. Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, et al. Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(6):e39-45.

56. Thanavibul N, Panichuttra A, Ratisoontorn C. Effects of Blood Contamination on Apatite Formation, pH and Ion Release of Three Calcium Silicate-based Materials. *J Dent Assoc Thai* 2019;63(9):324-33.

57. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41(5):408-17.

58. Lucas CdPTP, Viapiana R, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J,

- Tanomaru-Filho M. Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. *Braz Dent J.* 2017;28(1):51-6.
59. Li Q, Deacon AD, Coleman NJ. The impact of zirconium oxide nanoparticles on the hydration chemistry and biocompatibility of white Portland cement. *Dent Mater J.* 2013;32(5):2013-113.
60. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. Mineral trioxide aggregate with anti-washout gel - properties and microstructure. *Dent Mater.* 2013;29(3):294-306.
61. Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *Int Endod J.* 2010;43(12):1069-76.
62. Kim SY, Kim H-C, Shin S-J, Kim E. Comparison of Gap Volume after Retrofilling Using 4 Different Filling Materials: Evaluation by Micro-computed Tomography. *J Endod.* 2018;44(4):635-8.
63. ภาณุมาศ วันเป็ย, จารุมา ศักดิ์ดี, วิมลจิตต์ ส. ความแนบสนิทของขอบวัสดุเคลือบซีเมนต์ซีเมนต์สองชนิดหลังจากการปนเปื้อนเลือดในแบบจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน. *ว ทันต มศว.* 2565;15(2):39-52.
64. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent.* 2015;43(2):241-7.
65. Qaiser S, Hegde MN, Devadiga D, Yelapure M. Root dentin surface activation to improve bioceramic bonding: A scanning electron microscopic study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2020;14(2):117-23.
66. Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Bosso-Martelo R, Chavez-Andrade GM, Filho MT. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20170465.
67. Park Y, Kang J-H, Seo H, Song H-J. Effect of compositional variation of dental MTA cements on setting time. *Korean J Dent Mater.* 2021;48(2):99-118.
68. Shokouhinejad N, Tahun IA, Tahan SS, Mohandes F, Nekoofar MH, Dummer PMH. Microstructure and color stability of calcium silicate-based dental materials exposed to blood or platelet-rich fibrin. *Clin Oral Investig.* 2023;27(3):1193-206.



69. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. J Endod. 2010;36(3):400-13.
70. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. J Endod. 2003;29(12):814-7.





## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ปิยะนาถ ทนุก
วัน เดือน ปี เกิด	11 สิงหาคม 2535
สถานที่เกิด	สุราษฎร์ธานี
วุฒิการศึกษา	ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	396/115 ม.4 ถ.ชนเกษม ต.มะขามเตี้ย อ.เมืองสุราษฎร์ธานี จ.สุราษฎร์ธานี 84000

