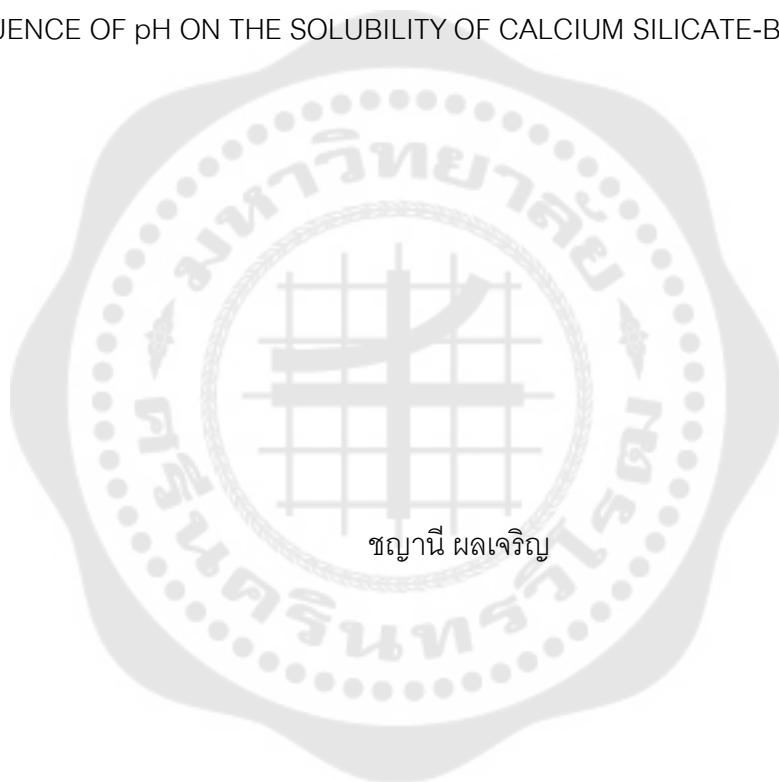




อิทธิพลของค่าความเป็นกรด-ด่าง ต่อการละลายของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์
INFLUENCE OF pH ON THE SOLUBILITY OF CALCIUM SILICATE-BASED CEMENTS



ชญาณี ผลเจริญ

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2566

อิทธิพลของค่าความเป็นกรด-ด่าง ต่อการละลายของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2566
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

INFLUENCE OF pH ON THE SOLUBILITY OF CALCIUM SILICATE-BASED CEMENTS



CHAYANEE PHOLCHAROEN

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of MASTER OF SCIENCE

(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2023

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

อิทธิพลของค่าความเป็นกรด-ด่าง ต่อการละลายของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์

ของ

ชฎานี ผลเจริญ

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

(อาจารย์ ดร.ทพญ.กุลนันท์ ดำรงวุฒิ)

ประธาน

(อาจารย์ ดร.ทพญ.จารุมา ศักดิ์ดี)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.ชินชิวิต ทองศิริ)

ชื่อเรื่อง	อิทธิพลของค่าความเป็นกรด-ด่าง ต่อการละลายของแคลเซียมซิติเลทซีเมนต์
ผู้วิจัย	ชญานิ ผลเจริญ
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2566
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร.ทพญ. กุลนันท์ ดำรงวุฒิ

วัตถุประสงค์: เปรียบเทียบการละลายตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอในสภาวะกรด กลาง และด่าง ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ ผสมตามอัตราส่วนที่บริษัทกำหนดและนำวัสดุใส่ลงแม่พิมพ์ เก็บที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง แล้วนำไปแช่น้ำหนักบันทึกเป็นมวลเริ่มต้น จากนั้นแบ่งวัสดุทั้งสองชนิดออกเป็นสามกลุ่มโดยนำไปแช่ใน สารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่มีค่าพีเอช 5, 7.4 และ 9.5 โดยแต่ละกลุ่มจะถูกแช่ในสารละลาย สองช่วงระยะเวลาที่ 24 ชั่วโมง และ 7 วัน เมื่อครบเวลาที่กำหนดนำไปดูความขึ้นเป็นเวลา 24 ชั่วโมงที่ อุณหภูมิห้องแล้วนำไปแช่น้ำหนักบันทึกเป็นมวลสุดท้าย คำนวณค่าเป็นร้อยละของมวลที่ลดลง และประเมิน พื้นผิวของวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด วิเคราะห์อิทธิพลของค่าพีเอชต่อการละลายตัวของ แคลเซียมซิติเลทซีเมนต์ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวและเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม ด้วยสถิติทูกีย วิเคราะห์อิทธิพลของระยะเวลาต่อการละลายตัวของแคลเซียมซิติเลทซีเมนต์ในแต่ละค่าพีเอช ด้วยการทดสอบที ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษา: วัสดุทั้งสองชนิดมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายตัวที่ 24 ชั่วโมงมากกว่า 7 วัน และมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายตัวที่สภาวะกรดค่าพีเอช 5 มากกว่าสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 กับ สภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายตัว มากกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกสภาวะที่ 24 ชั่วโมงและในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 ที่ 7 วัน สรุป: เมื่อระยะเวลาการแช่ในสารละลายมากขึ้นพบว่าการละลายตัวของแคลเซียมซิติเลทซีเมนต์มีค่าลดลง และความเป็นกรดสามารถเพิ่มการละลายตัวของแคลเซียมซิติเลทซีเมนต์ โดยไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีการละลายตัว มากกว่าเรโทรเอ็มทีเอในทุกสภาวะที่ 24 ชั่วโมงและในสภาวะกรดที่ 7 วัน

คำสำคัญ : การละลายตัว, ค่าพีเอช, แคลเซียมซิติเลทซีเมนต์, ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ, เรโทรเอ็มทีเอ

Title	INFLUENCE OF pH ON THE SOLUBILITY OF CALCIUM SILICATE-BASED CEMENTS
Author	CHAYANEE PHOLCHAROEN
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2023
Thesis Advisor	Dr. Kunlanun Dumrongvute

Objective: This study aimed to compare the solubility of White ProRoot MTA and RetroMTA in acidic, neutral, and alkaline environments at 24 hours and for seven days. Materials and Methods: Each of White ProRoot MTA and RetroMTA were mixed according to manufacturer's instructions, put into the mold, kept in an incubator at 37°C for 24 hours, and weighed to determine the initial mass. Then, each material was divided into three groups. Each group was immersed in simulated body fluid (SBF) with pH 5, 7.4, and 9.5, and being divided into 2 subgroups, each of which stayed immersed for 24 hours and seven days. After being immersed for a specified period, each sample was placed into a desiccator for 24 hours, weighed to determine the final mass and calculated the percentage of initial mass loss, and observed on its surface by a scanning electron microscope (SEM). A one-way ANOVA test and Post Hoc Tukey test were performed for analysis of the pH influence on the calcium silicate cement solubility. The independent T-test was performed for analysis of time influence on the calcium silicate cement solubility at different pH levels. The significance level was set at $P < 0.05$. Results: The solubility of White ProRoot MTA and RetroMTA within 24 hours was significantly higher than after seven days. At pH 5, both materials exhibited significantly greater solubility compared to pH 7.4 and pH 9.5. White ProRoot MTA demonstrated significantly higher solubility than RetroMTA under all conditions at 24 hours and at pH 5 after seven days. Conclusions: The longer the materials being immersed in the solution, the lesser the solubility of the material. Additionally, acidity was observed to enhance the solubility of calcium silicate cement. White ProRoot MTA exhibited higher solubility than RetroMTA in all conditions at 24 hours and in an acidic environment for seven days.

Keyword : Solubility, pH, Calcium silicate cement, White ProRoot MTA, RetroMTA

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความกรุณาของคณาจารย์และบุคลากรหลายท่าน ขอกราบขอบพระคุณ อ.ทพญ.ดร. กุลนันท์ ดำรงวุฒิ อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก ที่ให้คำปรึกษาและแนวทางแก้ปัญหาเพื่อให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ขอขอบพระคุณนางกนกพร สุขยานันท์ สำหรับความช่วยเหลือในการส่งกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และนายศิริพงศ์ ตั้งประเสริฐกิจ สำหรับคำแนะนำในการใช้อุปกรณ์ในห้องปฏิบัติการชั้น 10

ขอขอบพระคุณคณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ที่สนับสนุน เครื่องมืออุปกรณ์ สถานที่ รวมถึงทุนงานวิจัยในครั้งนี้

สุดท้ายขอขอบพระคุณบิดา มารดา และเพื่อนๆทุกคนที่สนับสนุนและให้กำลังใจ รวมถึงคำปรึกษาจนทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ชญาณี ผลเจริญ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง.....	1
คำถามงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย.....	3
จุดมุ่งหมายของงานวิจัย.....	4
ขอบเขตงานวิจัย.....	4
ตัวแปรที่ศึกษา.....	4
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	5
กรอบแนวคิดในงานวิจัย.....	5
สมมติฐานงานวิจัย.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
แคลเซียมซิติลิกेटซีเมนต์.....	7
1. มินเอร์อัลไตรออกไซด์แอกริกเกต.....	7
2. เรโพรเอ็มทีเอ.....	10
สภาวะความเป็นกรด-ด่างของคลองรากฟัน.....	12

ผลของค่าพีเอชต่อแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์.....	14
การละลายของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์	15
1. อุณหภูมิ.....	16
2. อัตราส่วนน้ำต่อผง.....	16
3. เทคนิคการผสม.....	16
4. ตัวทำละลาย.....	17
5. ค่าพีเอช	17
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	19
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	19
1. วัสดุ.....	19
2. สารเคมี.....	19
3. อุปกรณ์.....	19
การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	20
การเตรียมแม่พิมพ์และฐานสำหรับแขวนวัสดุ	20
การเตรียมสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่มีความเป็นกรด กลาง และด่าง	21
การเตรียมการทดสอบ.....	21
การคำนวณการละลาย.....	24
การประเมินพื้นผิวของวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	24
การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์.....	24
บทที่ 4 ผลการดำเนินวิจัย	25
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	36
สรุปผลการศึกษา.....	36
อภิปรายผล.....	36

ข้อเสนอแนะ	40
บรรณานุกรม.....	41
ประวัติผู้เขียน.....	50



สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 บริษัทผู้ผลิตและส่วนประกอบของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ.....	12
ตาราง 2 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย (8, 36).....	21
ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานร้อยละการละลายของวัสดุ.....	26



สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย.....	5
ภาพประกอบ 2 ก. เกรย์เอ็มทีเอหรือโปรวูทเอ็มทีเอ ข. ไวท์เอ็มทีเอหรือไวท์โปรวูทเอ็มทีเอ(38)	8
ภาพประกอบ 3 ก. เกรย์เอ็มทีเอหรือโปรวูทเอ็มทีเอ ข. ไวท์เอ็มทีเอหรือไวท์โปรวูทเอ็มทีเอ(50)	9
ภาพประกอบ 4 เรโทรเอ็มทีเอ.....	10
ภาพประกอบ 5 ก. ไวท์โปรวูทเอ็มทีเอเมื่อแช่ในน้ำกลั่น ข. ไวท์โปรวูทเอ็มทีเอเมื่อแช่ในสารละลายที่มีความเป็นกรด-ด่างเท่ากับ 5(11)	14
ภาพประกอบ 6 ก. แสดงแบบจำลองแม่พิมพ์วงแหวน (ซ้าย) ข. ลวดสแตนเลสเป็นฐานแขวนวัสดุ (ขวา)	20
ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง	22
ภาพประกอบ 8 ก. ลวดสแตนเลสเป็นฐานแขวนวัสดุ (ซ้าย) ข. แสดงแบบจำลองการทดสอบการละลายตัว (ขวา)	23
ภาพประกอบ 9 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ จำแนกตามระยะเวลาที่แช่วัสดุ ที่ค่าพีเอชเท่ากับ 5 7.4 และ 9.5.....	26
ภาพประกอบ 10 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ จำแนกตามค่าพีเอช ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน.....	27
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ จำแนกตามชนิดของวัสดุที่ค่าพีเอชเท่ากับ 5 7.4 และ 9.5	27
ภาพประกอบ 12 ภาพกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวโปรวูทเอ็มทีเอ (1 และ 2) และเรโทรเอ็มทีเอ (3 และ 4) หลังก่อตัว	28
ภาพประกอบ 13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวไวท์โปรวูทเอ็มทีเอหลังแช่สารละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง	29

- ภาพประกอบ 14 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวเรโโทเรียมที่เอทิลซัลเฟอร์ละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง 31
- ภาพประกอบ 15 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวไวท์โปรพุทเอมที่เอทิลซัลเฟอร์ละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 7 วัน 33
- ภาพประกอบ 16 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวเรโโทเรียมที่เอทิลซัลเฟอร์ละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 7 วัน 35



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

ความล้มเหลวของการทำศัลยกรรมปลายรากฟันส่วนใหญ่เกิดจากการแทรกซึมของแบคทีเรียที่หลงเหลืออยู่ในคลองรากฟันออกไปสู่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน(1, 2) Espir และคณะ(3) พบว่าวัสดุที่มีการละลายตัวสูงจะพบการรั่วซึมของแบคทีเรียได้เร็วกว่าวัสดุที่มีการละลายตัวต่ำ โดยการละลายจะทำให้เกิดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดย่นปลายรากฟันและเนื้อฟัน ทำให้เกิดการรั่วซึมของแบคทีเรียจากคลองรากฟันที่ติดเข้าไปสู่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน(1, 2) จึงควรเลือกใช้วัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่มีการละลายตัวต่ำ เพื่อให้มีความสามารถในการผนึก (sealing ability) และความเหมาะสมของขอบวัสดุที่ดีที่สุด(4)

ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่ออัตราการละลายตัวของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน ได้แก่ ตัวทำละลาย อุณหภูมิ(5) อัตราส่วนน้ำต่อผง(6) เทคนิคการผสม(7) ความเป็นกรด-ด่าง(8) ซึ่งความเป็นกรด-ด่างที่อาจพบในกรณีการทำศัลยกรรมปลายรากฟัน วัสดุอาจสัมผัสกับสารเหลวในเนื้อเยื่อที่มีการอักเสบหรือติดเชื้อซึ่งมีค่าความเป็นกรด-ด่างหรือค่าพีเอช (pH) ประมาณ 5 ถึง 6(9, 10) Lee และคณะ(11) แนะนำให้รักษาบริเวณที่มีการอักเสบด้วยยาที่มีความเป็นด่าง เช่น แคลเซียมไฮดรอกไซด์เพื่อปรับค่าพีเอช ให้เป็นกลางก่อนที่จะใส่วัสดุอุดย่นปลายรากฟันไปยังบริเวณที่มีการอักเสบ ซึ่งนิยมใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นยาใส่ในคลองรากฟันระหว่างการรักษาแต่ละครั้ง (inter-appointment visit) เพราะมีฤทธิ์ต้านจุลชีพ(12) ด้วยค่าพีเอชที่สูง(13) ทำให้สารที่ส่งเสริมการอักเสบ (proinflammatory mediator) เสื่อมสภาพไป(14) โดยปกติเนื้อเยื่อในเนื้อฟันและเคลือบรากฟันมีค่าพีเอชประมาณ 6.4-7.0(15) แต่ Tronstad และคณะ(15) พบว่าเมื่อใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟัน จะทำให้ค่าพีเอชในคลองรากฟันมากกว่า 12.2 และเนื้อฟันบริเวณใกล้ผนังคลองรากฟันมีค่าพีเอช อยู่ในช่วง 8-11 สอดคล้องกับการศึกษาของ Nerwich และคณะ(16) พบว่าเนื้อฟันด้านในบริเวณปลายรากฟัน (apical inner) มีค่าพีเอช ขึ้นสูงสุดเท่ากับ 9.5 เมื่อใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟันเป็นเวลา 2 สัปดาห์ จึงสรุปได้ว่าการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นยาในคลองรากฟัน สามารถเปลี่ยนแปลงค่าพีเอช ของเนื้อฟันบริเวณที่มีการใส่วัสดุอุดย่นปลายรากฟันได้

ปัจจุบันมีการนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มาใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟันอย่างแพร่หลาย(17, 18) ซึ่งแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate based cement) จัดเป็น

วัสดุในกลุ่มไบโอเซรามิกส์ (bioceramic) ที่พัฒนาให้มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย โดย เอ็มทีเอ เป็นไบโอเซรามิกส์ชนิดแรกที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้เป็นวัสดุอุดยึดบนปลายรากฟัน(19) ปัจจุบันวางจำหน่ายในชื่อไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA) โดยเอ็มทีเอมีคุณสมบัติที่ดีหลายประการ ได้แก่ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) มีความแนบสนิทที่ดี คงสภาพได้ดีและมีการขยายตัวเล็กน้อยขณะก่อตัว มีฤทธิ์ยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อย(20) และยังสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งได้(21)

ถึงแม้ว่าเอ็มทีเอจะมีข้อดีหลายประการแต่ยังคงมีข้อด้อยสำคัญคือ มีระยะเวลาก่อตัว (setting time) ที่นาน จากการศึกษาของ Torabinejad(4) พบว่าเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น (initial setting time) ประมาณ 165 นาที และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย (final setting time) ประมาณ 228.33 นาที(22) ในช่วงที่วัสดุกำลังก่อตัวเนื้อวัสดุอาจถูกชะออกไปด้วยน้ำยาล้างคลอง รากฟัน(23) เลือดและของเหลวในร่างกาย (body fluid) ทำให้เกิดช่องว่างระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน และอาจเกิดเป็นรูรั่วซึ่งส่งผลให้มีความแนบสนิทลดลง(24) ทำให้ความสำเร็จในการรักษาลดลง (1, 2) ปัจจุบันมีการพัฒนาไบโอเซรามิกส์หลายชนิดให้มีคุณสมบัติด้านต่าง ๆ ดีขึ้น เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®) เป็นไบโอเซรามิกส์ที่มีแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) เป็นองค์ประกอบหลักซึ่งบริษัทรายงานว่ามีความหนาแน่นโดยเฉลี่ยเท่ากับ 2.62 ไมโครเมตร มีระยะเวลาก่อตัว เริ่มต้นอยู่ที่ 150 ถึง 180 วินาที และมีระยะก่อตัวสุดท้ายประมาณ 18.1 นาที(25) ในขณะที่ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีความหนาแน่นโดยเฉลี่ยเท่ากับ 6.9 ไมโครเมตร จึงทำให้เรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเร็วกว่า เนื่องจากมีพื้นที่ผิวสัมผัสกับน้ำมากขึ้นส่งผลให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration) เร็วขึ้น(26) เรโทรเอ็มทีเอจึงเป็นอีกวัสดุทางเลือกนอกเหนือจากไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ

การศึกษาเกี่ยวกับเรื่องการละลายตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดและด่างยังมีน้อย และยังไม่มีการทดสอบการละลายตัวของเรโทรเอ็มทีเอในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดและด่าง ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจศึกษาอิทธิพลของค่าพีเอช ต่อการละลายตัวของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ได้แก่ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกใช้วัสดุในงานทางคลินิกที่มีโอกาสพบสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดหรือด่างและในสภาวะปกติ

คำถามงานวิจัย

ในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด กลาง และด่างส่งผลต่อการละลายตัวของ ไวท์โปรทูธเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอในระยะเวลา 24 ชั่วโมงและ 7 วันแตกต่างกันหรือไม่

ความสำคัญของการวิจัย

การใช้วัสดุอุดย่นปลายรากฟันในทางคลินิกต้องสัมผัสกับความชื้น วัสดุจึงจำเป็นต้องมีความสามารถในการต้านทานต่อการละลายตัวและการสึกกร่อน เพื่อให้คงความสมบูรณ์ (integrity) ของตัววัสดุ(27) และมีความแนบสนิทที่ดีเพื่อป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรียไปยังเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันในระยะยาวได้(4) โดยเฉพาะอย่างยิ่งในสภาวะทางคลินิกที่แตกต่างกัน อาจส่งผลต่อการละลายตัว เช่น บริเวณที่ทำคัลยกรรมปลายรากฟันจะมีการสัมผัสกับความชื้นของเนื้อเยื่อที่มีความเป็นกรด ซึ่งอาจเป็นผลมาจากโรคของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (periapical diseases)(28) และในสภาวะที่มีความเป็นด่างจากการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟัน แล้วเกิดจากเปลี่ยนแปลงค่าพีเอชของเนื้อฟัน หรือเกิดจากการกำจัดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ออกจากผนังเนื้อฟันไม่หมด(15, 16) จึงควรเลือกวัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่มีความสามารถทนต่อสภาวะต่างๆ ได้ดี เอ็มทีเอเป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่นิยมนำมาใช้ในการอุดย่นปลายรากฟัน เนื่องจากมีความเป็นพิษน้อย มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ มีความแนบสนิทที่ดี สามารถต้านทานต่อการรั่วซึม(20) แต่มีระยะเวลาก่อตัวนาน(4) ทำให้ฟันเกิดการเปลี่ยนสี(29) ใช้งานยากและมีราคาแพง จึงได้มีการพัฒนาวัสดุเรโทรเอ็มทีเอขึ้น โดยปรับปรุงคุณสมบัติที่เป็นข้อจำกัดของเอ็มทีเอ ได้แก่ ระยะเวลาก่อตัวสั้นลง(25) ไม่ทำให้เกิดสีที่ฟัน(30)

สภาพแวดล้อมที่มีความเป็นกรดและด่างสามารถกัดกร่อนวัสดุและเกิดเป็นรูพรุน (31, 32) ทำให้คุณสมบัติทางกายภาพและทางเคมีของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เปลี่ยนแปลง (11) ซึ่งความเป็นกรดจะขัดขวางระยะเวลาก่อตัว(33) ลดค่าความแข็งแรง(34) ลดความแข็งแรงพันธะผลึกออก(31) ส่วนสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่างสามารถลดความแข็งแรงระดับจุลภาค(32) ลดความแข็งแรงพันธะผลึกออก(35)

อย่างไรก็ตามการศึกษากการละลายตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ผ่านมาใช้สารละลายที่มีค่าความเป็นกรดต่ำกว่า และมีค่าความเป็นด่างสูงกว่าที่พบได้ในสภาวะจริงทางคลินิก Pushpa และคณะ(36) ประเมินการละลายของไวท์โปรทูธเอ็มทีเอที่สัมผัสกับของเหลวที่จำลองสารในร่างกาย ที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 4.4 7.4 และ 10.4 พบว่า ไวท์โปรทูธเอ็มทีเอจะพบการละลายตัวมากที่สุดในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด รองลงมาคือสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่างและกลาง ตามลำดับ สอดคล้องกับ Saghiri และคณะ(37) พบว่าไวท์โปรทูธเอ็มทีเอจะพบการ

ละลายตัวมากที่สุดในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดเช่นกัน แต่ละลายได้รองลงมาในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกลาง และพบการละลายตัวน้อยที่สุดในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่าง จะพบการละลายตัวน้อยที่สุด จากการศึกษาที่ผ่านมาสามารถสรุปได้ว่าความเป็นกรดจะเพิ่มการละลายตัวของวัสดุ(8) แต่ยังไม่มียุทธวิธีของความเป็นด่างต่อการละลายตัวของวัสดุ(36, 37)

จึงเป็นที่น่าสนใจว่าวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดและด่างที่สอดคล้องกับสภาวะแวดล้อมจริงในทางคลินิกจะมีการละลายตัวแตกต่างกันหรือไม่ อีกทั้งยังไม่มีการศึกษาของเรโพรเอ็มทีเอต่อความสามารถในการละลายตัวในสภาวะแวดล้อมที่เป็นกรดและด่าง เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกวัสดุอุดอุดยึดบนปลายรากฟันในสภาวะแวดล้อมต่างๆ

จุดมุ่งหมายของงานวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบการละลายตัวของ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ ในสภาวะที่เป็นกรด กลาง และด่าง ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน

ขอบเขตงานวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการโดยจำลองการทดสอบการละลายตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอในแม่พิมพ์ (mold) ที่สภาวะที่มีความเป็นกรด กลาง และด่าง ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรต้น

1.1 ชนิดของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ได้แก่ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ

1.2 ค่าพีเอชเท่ากับ 5, 7.4 และ 9.5

1.3 ระยะเวลาที่แช่ในสารละลาย ได้แก่ 24 ชั่วโมง และ 7 วัน

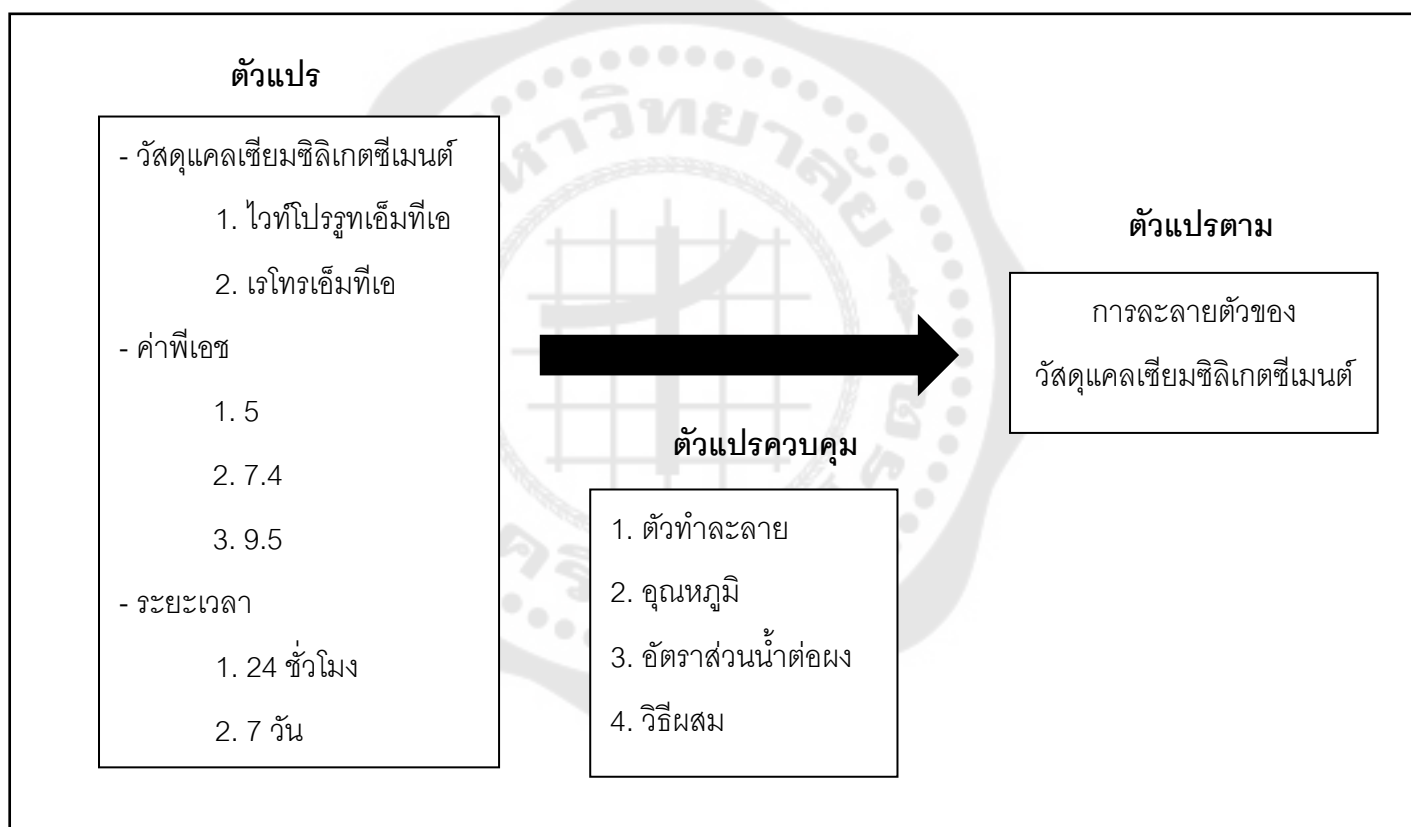
2. ตัวแปรตาม

การละลายตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ได้แก่ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ

นิยามศัพท์เฉพาะ

1. การละลายตัว (solubility) หมายถึงการที่วัสดุชนิดหนึ่ง (ตัวถูกละลาย) แตกตัวออกเป็นอนุภาคเล็ก ๆ และแทรกตัวในสารอีกชนิดหนึ่ง (ตัวทำละลาย) แสดงผลออกมาเป็นร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป ซึ่งวัสดุที่มีการละลายตัวต่ำมวลของวัสดุจะมีการเปลี่ยนแปลงน้อย และวัสดุที่มีการละลายตัวสูงมวลของวัสดุจะมีการเปลี่ยนแปลงมาก

กรอบแนวคิดในงานวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย

สมมติฐานงานวิจัย

1. สมมติฐานหลัก (H_0): สภาวะความเป็นกรด-ด่างที่แตกต่างกันส่งผลต่อการละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่แตกต่างกัน

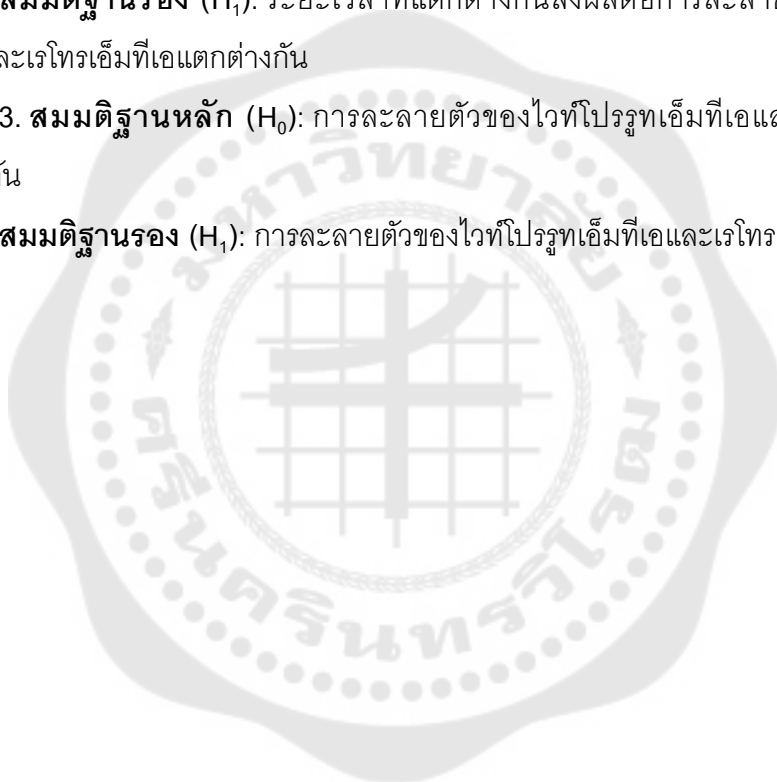
สมมติฐานรอง (H_1): สภาวะความเป็นกรด-ด่างที่แตกต่างกันส่งผลต่อการละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอแตกต่างกัน

2. สมมติฐานหลัก (H_0): ระยะเวลาที่แตกต่างกันส่งผลต่อการละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง (H_1): ระยะเวลาที่แตกต่างกันส่งผลต่อการละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอแตกต่างกัน

3. สมมติฐานหลัก (H_0): การละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง (H_1): การละลายตัวของไวท์โปรวูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอแตกต่างกัน



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เป็นวัสดุในกลุ่มของไบโอเซรามิกส์ที่ได้รับการพัฒนาให้มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย และมีการนำมาใช้อย่างกว้างขวางในทางการแพทย์และทันตกรรม เช่น วัสดุทดแทนกระดูกหรือกระดูกเทียมใช้เป็นส่วนประกอบของข้อต่อเทียม ลิ้นหัวใจเทียม และรากฟันเทียม(38) จากนั้นถูกคิดค้นและพัฒนาสำหรับงานทางเอ็นโดดอนติกส์โดย Torabinejad และคณะ(19) ในปี 1993 ในรูปแบบของเอ็มทีเอเพื่อใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน และซ่อมรูทะลุบริเวณรากฟัน ต่อมา มีการนำแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ไปใช้ในการรักษาที่หลากหลายมากขึ้น เช่น แนวกันปลายรากฟันสำหรับฟันที่มีปลายรากกว้าง การปิดทับเนื้อเยื่อใน (pulp capping) และ รีเจนเนอเรทีฟเอ็นโดดอนติกส์ (regenerative endodontics)(39-41) เนื่องจากมีคุณสมบัติเข้ากันได้ทางชีวภาพ มีความแนบสนิทที่ดี คงสภาพได้ดีและมีการขยายตัวเล็กน้อยขณะก่อตัวซึ่งจะช่วยเพิ่มความแนบสนิท มีฤทธิ์ยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อย (20) และยังสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งได้(21)

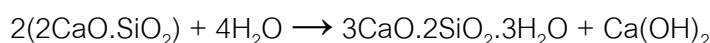
1. มินอรัลไตรออกไซด์แอกริเกต

มินอรัลไตรออกไซด์แอกริเกตหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregation; MTA) เป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ส่วนผสมมีส่วนประกอบหลักเป็นพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (Portland cement) ร้อยละ 75 บิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide) ร้อยละ 20 และยิปซัม (gypsum) ร้อยละ 5 พอร์ตแลนด์ซีเมนต์เป็นส่วนผสมของ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) ไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate) และ เตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ (tetracalcium aluminoferrite)(42) เอ็มทีเอเป็นสารประกอบที่มีอนุภาคชอบน้ำ (hydrophilic) การก่อตัวของเอ็มทีเอจะเกิดขึ้นเมื่อวัสดุผสมกับน้ำ เรียกปฏิกิริยาว่า ปฏิกิริยาไฮเดรชัน โดยมีไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตเป็นสารตั้งต้นสำคัญ ซึ่งจะเข้าไปทำปฏิกิริยากับน้ำเกิดเป็นผลิตภัณฑ์แคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (Calcium silicate hydrate ; $3\text{CaO} \cdot 2\text{SiO}_2$) หรือแคลเซียมซิลิเกตไฮโดรเจล (Calcium silicate hydrogel) มีลักษณะเป็นก้อนเจลของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตที่อยู่ล้อมรอบส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยา และผลิตภัณฑ์ต่อมาคือ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide ; $\text{Ca}(\text{OH})_2$) ที่มีผลต่อความเป็นกรด-ด่างของเอ็มทีเอ โดยมีกลไกการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันดังนี้ (43, 44)

ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต

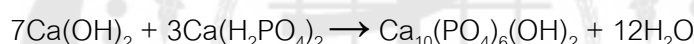


ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกต

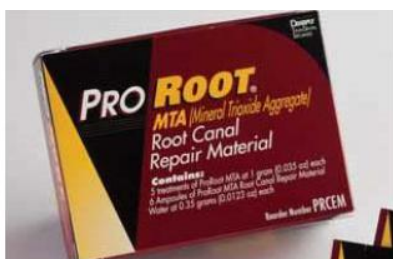


ต่อมาหลังจากเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน ประจุของแคลเซียมจะถูกปล่อยออกมาจนเกิดสภาวะสารละลายอิ่มตัวสูง (supersaturation) ทำให้เกิดปฏิกิริยาการตกตะกอน (precipitation reaction) และได้ผลิตภัณฑ์สุดท้ายเป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์ จึงส่งผลให้หลังเกิดปฏิกิริยารวดมีค่าพีเอชสูงขึ้น(45) และเมื่อแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดขึ้นสัมผัสกับของเหลวในร่างกายจะทำให้ปฏิกิริยากับฟอสเฟตที่อยู่ในของเหลวในร่างกายเกิดเป็นสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตและก่อตัวเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ดังนี้(43, 44)

ปฏิกิริยาการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์



ในตัวอย่างและพื้นผิวระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันที่ก่อตัวนั้นจะประกอบไปด้วยช่องว่างและรูพรุนจากฟองอากาศจำนวนมาก(6) Bozeman และคณะ(46) พบว่าในช่วงแรกจะพบช่องว่างและรูพรุนเกิดขึ้นในตัวของวัสดุแต่เมื่อเวลาผ่านไปวัสดุสามารถเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน และปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์เข้าไปสะสมในส่วนที่เป็นช่องว่างและรูพรุนนั้น แล้วเกิดเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เข้ามาปิดช่องว่างและรูพรุนนั้นได้ ส่งผลให้มีความแน่นสนิทมากขึ้น



ก

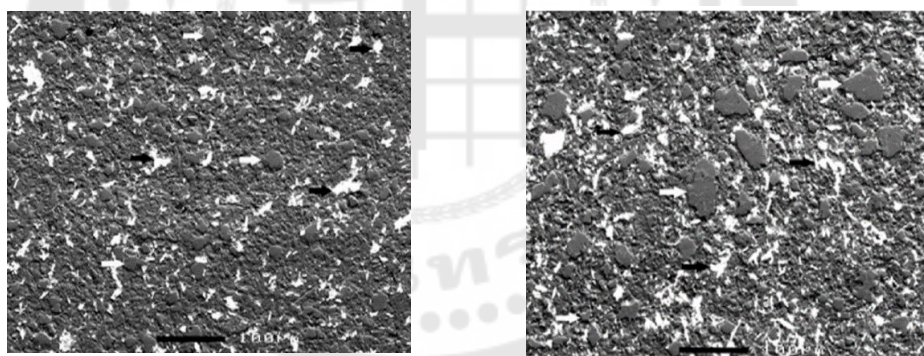


ข

ภาพประกอบ 2 ก. เกรย์เอ็มทีเอหรือโปรรูทเอ็มทีเอ ข. ไวท์เอ็มทีเอหรือไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ(38)

เอนิเมทเอนิตแรกที่ถูกผลิตขึ้นมามีชื่อ เกรย์เอนิเมทเ (Grey MTA) มีชื่อทางการค้าว่า โปรรูทเอนิเมทเ (ProRoot[®] MTA, Tulsa Dental Product, Tulsa OK, USA) มีข้อด้อยคือ ทำให้ฟันเปลี่ยนสีเนื่องจากมีส่วนประกอบของเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรท์ (Tetracalcium Aluminoferrite) ซึ่งเป็นผลึกสีน้ำตาลเข้ม(5, 43) ในเวลาต่อมาจึงมีการพัฒนาไวท์เอนิเมทเ (White ProRoot[®] MTA; Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa OK, USA) เพื่อมาลดข้อด้อยดังกล่าว โดยจะไม่มีส่วนประกอบของเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรท์(47) อย่างไรก็ตามการใช้บิสฟัทออกไซด์เป็นสารที่บ่งชี้เป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนสีได้ ซึ่งบิสฟัทออกไซด์จะทำปฏิกิริยากับคอลลาเจนในท่อเนื้อฟันทำให้ฟันเกิดการเปลี่ยนสี(29) ดังนั้นไวท์เอนิเมทเจึงยังทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้เช่นเดียวกัน เนื่องจากมีบิสฟัทออกไซด์เป็นสารที่บ่งชี้เหมือนกับเกรย์เอนิเมทเ (48, 49)

เมื่อพิจารณาผลึกของโปรรูทเอนิเมทเผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope) พบว่าไวท์เอนิเมทเที่มีขนาดผลึกเล็กกว่าเกรย์เอนิเมทเส่งผลให้การผสมวัสดุของไวท์เอนิเมทเจึงมีลักษณะที่เนียนกว่า(50) ภาพประกอบ 3



ก

ข

ภาพประกอบ 3 ก. เกรย์เอนิเมทเหรือโปรรูทเอนิเมทเ ข. ไวท์เอนิเมทเหรือไวท์โปรรูทเอนิเมทเ(50)

ระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นของเอนิเมทเมีค่าประมาณ 165 นาที(4) และมีระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 228.33 นาที(22) หรือ 279 นาที(25) ซึ่งเป็นระยะเวลาที่ค่อนข้างนาน ทำให้ใช้งานยากและในช่วงที่วัสดุกำลังก่อตัวอาจถูกชะออกไปด้วยน้ำยาล้างคลองรากฟันได้(23) จึงได้มีการเพิ่มหรือลดองค์ประกอบต่างๆของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เพื่อพัฒนาคุณสมบัติของวัสดุ และลดข้อบกพร่องแต่ยังคงคุณสมบัติที่ดีของเอนิเมทเไว้

2. เรโทรเอ็มทีเอ



ภาพประกอบ 4 เรโทรเอ็มทีเอ

เรโทรเอ็มทีเอ เป็นวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีความชอบน้ำ (hydraulic bioceramic) ถูกผลิตโดยกลุ่ม BioMTA จากประเทศเกาหลีใต้ มีความแตกต่างจากโปรรูทเอ็มทีเอ คือ ส่วนผงประกอบไปด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต ร้อยละ 60-80 โดยน้ำหนัก สารประกอบแคลเซียมเซอร์โคเนียเชิงซ้อน (hydraulic calcium zirconia complex) ร้อยละ 20-30 โดยน้ำหนัก ซิลิคอนไดออกไซด์ (silicon dioxide) ร้อยละ 5-15 โดยน้ำหนัก และอะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminum oxide) ร้อยละ 5-10 โดยน้ำหนัก(51) ส่วนของเหลวใช้น้ำเป็นตัวผสม เมื่อแคลเซียมคาร์บอเนตรวมกับซิลิคอนไดออกไซด์จะได้ผลิตภัณฑ์เป็นแคลเซียมซิลิเกต(52) และเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันลักษณะเดียวกับเอ็มทีเอ

บริษัทรายงานว่าขนาดอนุภาคของเรโทรเอ็มทีเอโดยเฉลี่ยเท่ากับ 2.62 ไมโครเมตรซึ่งมีความละเอียดและเล็กกว่าขนาดอนุภาคของโปรรูทเอ็มทีเอที่มีขนาดอนุภาคโดยเฉลี่ยเท่ากับ 6.9 ไมโครเมตร(53, 54) การมีขนาดอนุภาคเล็กทำให้วัสดุสามารถสัมผัสกับน้ำได้มากยิ่งขึ้นเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวเร็วขึ้น ดังนั้นการมีขนาดอนุภาคเล็กจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่สามารถลดระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุได้ สอดคล้องกับการศึกษาของ Che และคณะ(25) พบว่า เรโทรเอ็มทีเอ มีระยะเวลาการก่อตัวสมบูรณ์เท่ากับ 18.1 นาที ซึ่งมีระยะเวลาก่อตัวสั้นกว่าโปรรูทเอ็มทีเอที่มีระยะเวลาก่อตัวสมบูรณ์เท่ากับ 279 นาที อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

สารให้ความทึบรังสีของเรโทรเอ็มทีเอ คือสารประกอบแคลเซียมเซอร์โคเนียเชิงซ้อน จะไม่เกิดการเปลี่ยนสีของฟันเหมือนโปรรูทเอ็มทีเอที่มีบิสมัทออกไซด์เป็นสารทึบรังสี สอดคล้องกับการศึกษาของ Kang และคณะ(30) เปรียบเทียบการเปลี่ยนสีของโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิล (MTA angelus) เอ็นโดเซม (EndocemZr) และเรโทรเอ็มทีเอ ภายหลังการสัมผัสกับแสงที่มีความเข้ม 1000 mW/cm^2 พบว่า เอ็นโดเซมและเรโทรเอ็มทีเอ มีการเปลี่ยนสีฟันน้อยที่สุด

ค่าพีเอชของเรโทรเอ็มทีเอ พบว่าเมื่อผสมส่วนผงและส่วนเหลวเข้าด้วยกันจะมีค่าพีเอชเพิ่มขึ้นจากปฏิกิริยาไฮเดรชันที่ได้แคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นผลิตภัณฑ์ Souza และคณะ(55) เปรียบเทียบค่าพีเอชของเรโทรเอ็มทีเอกับโปรรูทเอ็มทีเอ พบว่า ทั้งสองชนิดมีค่าพีเอช ไม่แตกต่างกันในทุกช่วงเวลาทดสอบ คือ 3 24 48 72 ชั่วโมง และ 7 วัน โดยเรโทรเอ็มทีเอมีค่าพีเอชอยู่ในช่วง 7.9 ถึง 9.93 ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าพีเอชอยู่ในช่วง 8 ถึง 9.93 ซึ่งการที่มีค่าพีเอชสูงทำให้มีความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ได้

เรโทรเอ็มทีเอสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อทางชีวภาพได้ดี ไม่เป็นพิษต่อเซลล์และไม่พบโลหะหนัก เช่น โครเมียม อาร์เซนิก และนิกเกิล ที่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อแข็งและเนื้อเยื่ออ่อนของร่างกายเมื่อสัมผัสเป็นเวลานาน Chung และคณะ(56) เปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์เนื้อเยื่อในฟันของมนุษย์ระหว่างโปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ พบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีความเป็นพิษต่อเซลล์เนื้อเยื่อในฟันของมนุษย์ไม่แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอ นอกจากนั้นยังพบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้เซลล์เนื้อเยื่อในฟันสร้างวาสคิวลาร์เอ็นโดทีเลียลโกรทแฟกเตอร์ (vascular endothelial growth factor ; VEGF) และไฟโบรบลาสต์โกรทแฟกเตอร์ (fibroblast growth factor; FGF) ได้ไม่แตกต่างกัน และพบว่าทั้งคู่สร้างได้สูงกว่าเอ็นโดเทเมเซอร์โคเนีย นอกจากนั้น Lee และคณะ ในปี 2015(57) ทำการศึกษาเปรียบเทียบการตอบสนองของเนื้อเยื่อในฟันสุนัขระหว่างเรโทรเอ็มทีเอกับโปรรูทเอ็มทีเอเมื่อใช้เป็นวัสดุปิดทับเนื้อเยื่อใน (pulpotomy) พบว่าเรโทรเอ็มทีเอและโปรรูทเอ็มทีเอส่งผลให้เกิดการสร้างสะพานเนื้อฟันไม่แตกต่างกัน และพบเซลล์อักเสบเพียงเล็กน้อยเท่านั้น

ตาราง 1 บริษัทผู้ผลิตและส่วนประกอบของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ

วัสดุ	บริษัทผู้ผลิต	ส่วนประกอบ
ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ	Dentsply Tulsa	ส่วนผสม : tricalcium silicate, dicalcium
	Dental Specialties,	silicate, bismuth oxide, tricalcium
	Johnson City, USA	aluminate, gypsum
		ส่วนเหลว : water
เรโทรเอ็มทีเอ	BioMTA, Seoul,	ส่วนผสม : calcium carbonate, silicon
	Republic of Korea	oxide, aluminum oxide, hydraulic
		calcium zirconia complex
		ส่วนเหลว : water

สภาวะความเป็นกรด-ด่างของคลองรากฟัน

สภาวะแวดล้อมที่เป็นกรดภายในเซลล์เกิดจากการทำลายสิ่งมีชีวิตที่กินเข้าไปหรือเกิดกระบวนการฟาโกไซโทซิส (phagocytosis) ซึ่งเม็ดเลือดขาวชนิดโพลีมอร์โฟนิวเคลียร์ (polymorphonuclear ; PMN) จะสลายตัวและปล่อยเอนไซม์ออกมาซึ่งจะทำให้ค่าพีเอชมีค่าเป็นกรด(28) Jensen และ Bainton(58) ตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงค่าพีเอช ระหว่างการเกิดกระบวนการฟาโกไซโทซิส พบว่าค่าพีเอชจะลดลงเหลือ 6.5 ภายใน 3-4 นาที หลังเริ่มกระบวนการฟาโกไซโทซิส และเมื่อเวลาผ่านไป 7-15 นาที ค่าพีเอชจะลดลงเหลือ 3.5-4.5 และยังคงอยู่ในช่วงนี้นานถึง 2 ชั่วโมง ค่าพีเอชที่ต่ำลงทำให้เซลล์เม็ดเลือดขาวเกิดการบาดเจ็บ (cell injury) และตายในที่สุด ส่งผลให้เกิดหนองตามมา ดังนั้นจึงเชื่อกันว่าเนื้อเยื่อที่มีการอักเสบหรือติดเชื้อจะมีค่าพีเอชต่ำ ในการอักเสบหรือการติดเชื้อของเนื้อเยื่อในหรือเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันจะมีค่าพีเอชของเนื้อเยื่อประมาณ 5 ถึง 6(9, 10) ซึ่งการติดเชื้อของคลองรากฟันเกิดจากแบคทีเรียหลายชนิด (polymicrobial infection) ตัวที่มีบทบาทสำคัญ ได้แก่ การติดเชื้อแบคทีเรียแบบไม่ใช้ออกซิเจน (anaerobe) ซึ่งกรดบิวทิริก (butyric acid) กรดไอโซบิวทิริก (isobutyric acid) กรดวาเลอริก(valeric acid) และกรดไอโซวาเลอริก(isovaleric acid) เป็นผลิตภัณฑ์ (by product) ที่ได้จากกระบวนการเผาผลาญของแบคทีเรียแบบไม่ใช้ออกซิเจน(28)

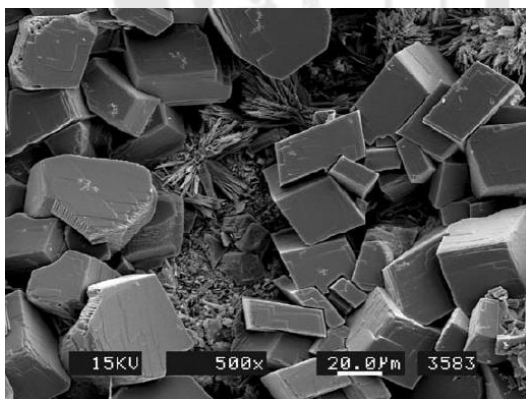
เมื่อกำจัดจุลชีพที่เป็นสาเหตุหลักของโรคเนื้อเยื่อในและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันจะช่วยให้เกิดการหายของพยาธิสภาพของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันผ่านกลไกการควบคุมทางสรีรวิทยา (physiological regulatory mechanism) ของร่างกาย(28) ทำให้ค่าพีเอชกลับมาเป็นกลางหรือประมาณ 7.4 ภายใน 5 ถึง 7 วัน(11, 59) อย่างไรก็ตามแม้จะพบว่าการขยายและล้างคลองรากฟันสามารถลดเชื้อจุลชีพได้อย่างมีนัยสำคัญ แต่ยังมีจุลชีพหลงเหลืออยู่และอาจเจริญเติบโตและเพิ่มจำนวนอย่างรวดเร็วในระหว่างครั้งของการรักษาได้ถ้าไม่ได้ใส่ยาในคลองรากฟัน(60) ซึ่งแคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นยาใส่ในคลองรากฟันที่ได้รับความนิยมมาก เมื่อแคลเซียมไฮดรอกไซด์ละลายน้ำจะแตกตัวออกเป็น แคลเซียมไฮดรอกไซด์และไฮดรอกไซด์ไอออน มีค่าพีเอชประมาณ 12.5(61) ทำให้บริเวณโดยรอบมีค่าความเป็นด่างเพิ่มขึ้น Tronstand และคณะ(15) ศึกษาค่าพีเอช ในเนื้อฟันหลังได้รับการใส่ยาด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟัน พบว่าโดยปกติเนื้อเยื่อใน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟันมีค่าพีเอช ประมาณ 6.4-7.0 แต่เมื่อใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากเป็นเวลา 4 สัปดาห์ จะมีค่าพีเอช ในคลองรากฟันมากกว่า 12.2 และเนื้อฟันบริเวณใกล้ผนังคลองรากฟันมีค่าพีเอช อยู่ในช่วง 8-11 และเนื้อฟันบริเวณที่ไกลจากผนังคลองรากฟันจะลดลงเป็น 7.4 - 9.6 โดยค่าพีเอชจะลดลงเมื่อมีระยะทางไกลจากคลองรากฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Nerwich และคณะ(16) พบว่าเนื้อฟันด้านในบริเวณปลายรากฟัน มีค่าพีเอช ขึ้นสูงสุดเท่ากับ 9.5 เมื่อใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากเป็นเวลา 2 สัปดาห์ และค่าพีเอช จะยังคงอยู่ในระดับนี้ไปอีก 2 สัปดาห์ ขณะที่เนื้อฟันด้านนอกบริเวณปลายรากฟัน (apical outer) มีค่าพีเอช ขึ้นสูงในช่วงแรกและลดลงต่ำกว่า 9 ภายในเวลา 2 สัปดาห์ ส่วนที่เนื้อฟันด้านในบริเวณคอฟัน (cervical inner) มีค่าพีเอช ขึ้นสูงสุดคือ 10.8 ภายในเวลา 24 ชั่วโมง หลังจากนั้นจะคงที่ที่ระดับค่าพีเอช มากกว่า 10 และเนื้อฟันด้านนอกบริเวณคอฟัน (cervical outer) จะมีค่าพีเอช มากกว่า 9 เมื่อเวลาผ่านไป 2 สัปดาห์ โดยเนื้อฟันด้านในมีระดับค่าพีเอช ที่สูงกว่าด้านนอก เพราะมีจำนวนท่อเนื้อฟันมากกว่าและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ใหญ่กว่าทำให้ไฮดรอกไซด์ไอออนสามารถแพร่ได้มากกว่า

นอกจากสภาวะแวดล้อมที่เป็นต่างจากการเปลี่ยนแปลงค่าพีเอชของเนื้อฟันจากการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นยาในคลองรากฟัน ยังพบว่าการกำจัดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ออกจากผนังคลองรากฟันให้หมดเป็นไปได้นยาก ส่งผลให้สภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่างจากแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ยังหลงเหลืออยู่อาจส่งผลต่อคุณสมบัติของวัสดุได้เช่นกัน(62, 63)

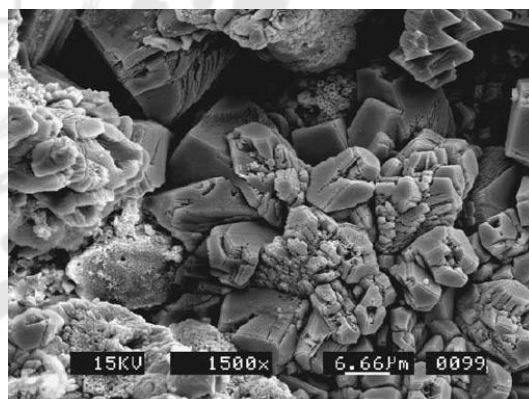
ดังนั้นคลองรากฟันสามารถมีสภาวะแวดล้อมความเป็นกรด-ด่างที่เปลี่ยนแปลงได้โดยมีสภาวะเป็นกรดจากบริเวณที่มีการอักเสบหรือติดเชื้อ และสภาวะแวดล้อมที่เป็นต่างจากการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟัน

ผลของค่าพีเอชต่อแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

สภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดจากบริเวณที่มีการอักเสบหรือติดเชื้อ อาจส่งผลต่อวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ Lee และคณะ(11) วิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาค (microstructure) ของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่แช่อยู่ในสารละลายที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 5 พบว่าพื้นผิวของผลึกถูกละลายหายไป และไม่พบผลึกที่มีลักษณะคล้ายเข็ม (needle-like crystals) ที่มีความสำคัญในการเชื่อมต่อมวลของวัสดุทั้งหมด (ภาพประกอบ 5) สอดคล้องกับ Namazikhah และคณะ(34) ประเมินภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ เมื่ออยู่ในสภาวะที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 4.4 5.4 6.4 และ 7.4 เป็นระยะเวลา 4 วันพบว่ายิ่งแช่อยู่ในสภาวะที่มีค่าพีเอชต่ำ จะยังมีรูพรุนมาก



ก



ข

ภาพประกอบ 5 ก. ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอเมื่อแช่ในน้ำกลั่น

ข. ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอเมื่อแช่ในสารละลายที่มีความเป็นกรดเท่ากับ 5(11)

สภาวะแวดล้อมที่เป็นต่างจากการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟันก็สามารถส่งผลต่อวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ได้เช่นกัน Saghiri และคณะ(32) ประเมินภาพจากกล้อง

จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอเมื่อสัมผัสกับของเหลวที่จำลองสารในร่างกายที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 8.4 9.4 และ 10.4 เป็นระยะเวลา 3 วัน พบผลึกที่มีลักษณะคล้ายเข็มจำนวนมาก ปกคลุมพื้นผิวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอในกลุ่มที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 8.4 แต่ในกลุ่มที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 10.4 จะไม่พบผลึกที่มีลักษณะคล้ายเข็ม แต่พบรูพรุนบนพื้นผิวเป็นจำนวนมาก นอกจากนี้ความแตกต่างยังส่งผลต่อปฏิกิริยาไฮดรอกซิลของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ทำให้เพิ่มความแข็งแรง (strength) ในช่วงแรกและลดความแข็งแรงในช่วงท้าย ดังนั้นสภาวะแวดล้อมที่เป็นด่างจึงส่งผลให้เกิดอันตรายต่อโครงสร้างของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ(35)

การละลายของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

ในการละลายตัวของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ผลิตภัณฑ์หลักที่ได้ คือ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ จะแตกตัวได้เป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์และไฮดรอกซิลไอออน ซึ่งมีฤทธิ์ทางชีวภาพและมีฤทธิ์ด้านจุลชีพ ดังนั้นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จึงควรมีการละลายตัวเล็กน้อยในช่วงแรกเพื่อสร้างสภาวะแวดล้อมที่เต็มไปด้วยแคลเซียมและมีความเป็นด่างสูง เพื่อกระตุ้นให้เกิดการสร้างแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เป็นสารตั้งต้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์(5) แต่การละลายตัวของวัสดุทำให้ความสมบูรณ์ (integrity) ของวัสดุเสียไป(27) และเกิดช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน ส่งผลให้เกิดการรั่วซึมระดับจุลภาคได้ (microleakage)(64, 65) ดังนั้นการทดสอบคุณสมบัติตามมาตรฐานของ ISO standard No.6876 กำหนดให้วัสดุไม่ควรมีการละลายตัวเกินร้อยละ 3 ของน้ำหนักทั้งหมดหลังจากแช่ในน้ำกลั่น 24 ชั่วโมง(64) หลายการศึกษาพบว่าเอ็มทีเอมีอัตราการละลายน้ำต่ำ(4, 66, 67) Che และคณะ(25) ได้เปรียบเทียบการละลายตัวของวัสดุ 4 ชนิด คือ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ออร์โธเอ็มทีเอ (Ortho MTA®) เเรโทรเอ็มทีเอและเอนโดเซมเอ็มทีเอ (Endocem MTA) โดยแช่ในน้ำกลั่น เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง พบว่า ออร์โธเอ็มทีเอมีการละลายตัวสูงที่สุด รองลงมาคือ โปรรูทเอ็มทีเอ เอนโดเซมเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ ตามลำดับ และทั้งหมดมีการละลายตัวน้อยกว่า 3 เปอร์เซ็นต์เป็นไปตามคำแนะนำของ ISO standard No.6876 ซึ่งการที่ออร์โธเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อนตัวแข็งที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุอีก 3 ชนิดอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ ออร์โธเอ็มทีเอมีการละลายตัวมากกว่ากลุ่มอื่น

ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่าวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เป็นวัสดุที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน เนื่องจากมีการละลายตัวน้อยกว่าเกณฑ์ที่กำหนดของ ISO standard No.6876 นอกจากนี้การละลายตัวของวัสดุยังขึ้นกับ อุณหภูมิ(5) อัตราส่วนน้ำต่อผง(6) เทคนิคการผสม(7) ตัวทำละลาย (5) ความเป็นกรด-ด่าง(8)

1. อุณหภูมิ

Saghiri และคณะ(68) เปรียบเทียบการละลายของไวท์โปรรุธเอ็มทีเอที่ 4, 25 และ 40 องศาเซลเซียส พบว่าที่ 4 องศาเซลเซียสมีการละลายมากกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อาจเป็นเพราะที่อุณหภูมิต่ำทำให้ไวท์โปรรุธเอ็มทีเอมีรูพรุนเพิ่มขึ้นจึงส่งผลให้มีการละลายเพิ่มขึ้น

2. อัตราส่วนน้ำต่อผง

น้ำเป็นส่วนสำคัญต่อการก่อตัวในปฏิกิริยาไฮเดรชันของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ แต่การใช้ปริมาณน้ำมากเกินไปจะทำให้ได้วัสดุที่เหลว ใช้งานยาก โดยอัตราส่วนผงต่อน้ำของเอ็มทีเอที่บริษัทกำหนดคือ 1 ต่อ 3 หรือ 0.33 ซึ่งจะมีลักษณะเป็นทรายเปียกทำให้ใช้งานทางคลินิกค่อนข้างยาก จึงมีการดัดแปลงอัตราส่วนเพื่อให้ใช้งานได้ง่ายขึ้น จากการศึกษาของ Fridland และ Rosado(6) เปรียบเทียบการละลายของผง 1 กรัมต่อน้ำ 0.26 0.28 0.30 และ 0.33 กรัม พบว่าเมื่อปริมาณน้ำมากขึ้นจะยิ่งเพิ่มการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ทำให้มีการละลายและปริมาณรูพรุนมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Cavenago และคณะ(27) พบว่ากลุ่มที่ใช้อัตราส่วนน้ำมากกว่าจะเกิดการละลายตัวของแร่ธาตุออกมาเพิ่มขึ้น ทำให้มีการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์เพิ่มขึ้น และการที่วัสดุมีน้ำผสมอยู่มากจะทำให้วัสดุถูกชะล้าง (washout) ออกไปได้ง่ายขึ้น

3. เทคนิคการผสม

การผสมด้วยแรงทางเชิงกลจะช่วยลดช่องว่างที่มีอากาศอยู่ระหว่างอนุภาค และพลังงานจากอัลตราโซนิกส์ (ultrasonics) เป็นเทคนิคการผสมที่มีอิทธิพลต่อการกระจายตัวของอนุภาค ดังนั้นจึงทำให้พื้นที่ผิวที่ทำปฏิกิริยาเพิ่มขึ้น(69) Shahi และคณะ(7) ทำการเปรียบเทียบเทคนิคการผสม 3 วิธี คือ ผสมด้วยมือ ผสมโดยใช้เครื่องผสมอะมัลกัม (amalgamator) และผสมโดยใช้อัลตราโซนิกส์ ต่อความสามารถในการละลายตัวของไวท์โปรรุธเอ็มทีเอและซีอีเอ็ม (CEM; Calcium-enriched mixture) โดยการแช่ในน้ำกลั่น ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 21 วัน พบว่าทั้ง 3 วิธีไวท์โปรรุธเอ็มทีเอมีการละลายมากกว่าซีอีเอ็มทุกช่วงเวลา และวิธีผสมโดยใช้เครื่องผสมอะมัลกัมมีการละลายมากกว่าอีก 2 วิธีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ระหว่างวิธีผสมด้วยมือและผสมโดยใช้อัลตราโซนิกส์ไม่มีความแตกต่างกัน

4. ตัวทำละลาย

ในการทดสอบการละลายตัวมีการศึกษาที่ทดสอบกับตัวทำละลายที่เป็นน้ำกลั่นหรือสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid ; SBF) หรือฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน (phosphate buffered saline ; PBS) ซึ่งสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายและฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน เป็นสารละลายที่มีส่วนประกอบและความเข้มข้นของไอออนคล้ายกับพลาสมาของเลือดในร่างกาย จึงสามารถประเมินการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์หลังจากสัมผัสกับฟอสเฟตที่มีในสารละลาย (70) Shie และคณะ (71) พบว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีน้ำหนักร้อยละ 1 ถึง 2 เมื่อแช่วัสดุในสารละลายคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 7 วัน เนื่องจากมีการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ออกจากตัววัสดุ แต่เมื่อแช่เป็นระยะเวลา 30 วัน พบว่าวัสดุมีน้ำหนักเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากมีการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุ

Saghiri และคณะ (64) เปรียบเทียบการละลายของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่แช่ในน้ำที่ปราศจากไอออน (deionized water) และสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย ที่ระยะเวลา 7 และ 28 วัน พบว่าการละลายของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอเมื่อแช่ในน้ำที่ปราศจากไอออนมีการละลายมากกว่าแช่ในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย เนื่องจากสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย มีความเข้มข้นของไอออนสูงกว่าน้ำที่ปราศจากไอออนจึงส่งผลให้มีการซึมผ่านของของเหลวเข้าสู่ตัววัสดุได้น้อยลง สอดคล้องกับ Kaup และคณะ (22) พบว่าการละลายของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและไบโอเดนตินเมื่อแช่ในน้ำกลั่นมีการละลายมากกว่าแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน นอกจากนั้นการแช่ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินจะมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเมื่อแช่เพียง 1 ชั่วโมง และพบน้ำหนักเพิ่มขึ้นของไบโอเดนตินเมื่อแช่ 28 วัน ซึ่งน้ำหนักเพิ่มขึ้นมาจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุ

5. ค่าพีเอช

Yavari และคณะ (8) ประเมินการละลายตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่สัมผัสกับของเหลวที่จำลองสารในร่างกายที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 4.4 และ 7.4 เป็นระยะเวลา 1, 2, 5, 14, 21, 30 และ 78 วัน พบว่าในสภาวะแวดล้อมที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 4.4 จะมีการละลายมากกว่า 7.4 อาจเป็นเพราะในสภาวะแวดล้อมที่เป็นกรด ทำให้วัสดุมีรูพรุนมากขึ้น จึงส่งเสริมให้เกิดการละลายตัวมากขึ้น

ส่วนสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นต่าง พบว่า อาจส่งผลให้เกิดการละลายตัวมากขึ้นจากการที่วัสดุมีรูพรุนเพิ่มขึ้น(36) หรือไม่ส่งผลต่อการละลายตัว(37) เนื่องจากเกิดภาวะอิ่มตัว (supersaturation) ของไฮดรอกซิลไอออนในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นต่างสูงทำให้ลดการแตกตัวของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดขึ้นระหว่างปฏิกิริยาไฮเดรชันเมื่อสัมผัสกับของเหลวที่จำลองสารในร่างกาย (72)

อย่างไรก็ตามยังมีการศึกษาเปรียบเทียบการละลายตัวชนิดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดและด่างยังมีน้อย แม้ว่าสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดส่งผลให้มีการละลายตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มากขึ้น แต่สภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่างต่อการละลายตัวยังไม่สามารถหาข้อสรุปได้ว่าส่งผลต่อการละลายตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์และยังไม่มีการศึกษาของเรโทรแอ็คทีฟต่อความสามารถในการละลายตัวในสภาวะแวดล้อมที่เป็นกรดและด่าง



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. วัสดุ

1.1 ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot[®] MTA; Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa OK, USA)

1.2 เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA[®]; BioMTA, Seoul, Korea)

2. สารเคมี

2.1 อะซีโตน (Acetone)

2.2 กรดบิวทีริก (PanReac[™]n-BUTYRIC ACID 99%)

2.3 แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) ที่มีความเข้มข้น 1mol/L

2.4 โมโนโพแทสเซียมฟอสเฟต (monopotassium phosphate ; KH₂PO₄)

2.5 ไดโซเดียมฟอสเฟต (disodium phosphate ; Na₂HPO₄)

2.6 โพแทสเซียมคลอไรด์ (potassium chloride ; KCl)

2.7 โซเดียมคลอไรด์ (sodium chloride ; NaCl)

3. อุปกรณ์

3.1 แม่พิมพ์วงแหวนสแตนเลสขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10±0.1 มิลลิเมตร ความสูง 2±0.1 มิลลิเมตร

3.2 ขวดแก้ว ขนาด 100 มิลลิลิตร

3.3 ตัวยกสแตนเลส

3.4 ลวดสแตนเลสเบอร์ 19

3.5 ผ้าก๊อช

3.6 แผ่นแก้ว (glass slab)

3.7 เครื่องชั่งน้ำหนักดิจิทัล ความละเอียด 0.0001 กรัม

3.8 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator)

3.9 กล้องดูความชื้นที่บรรจุซิลิกาเจล

3.10 เครื่องวัดความเป็นกรดและด่าง (OHAUS ; USA) รุ่น ST3100 F

3.11 เครื่องวัดความชื้น (Xiaomi Mijia Square Temperature and Humidity Sensor)

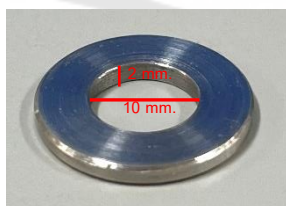
3.12 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6510LV, JEOL, Tokyo, Japan)

การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

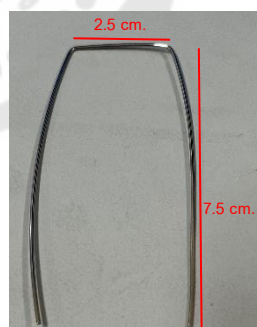
คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม G*power เวอร์ชัน 3.1 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (effect size) จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่คล้ายคลึงกันของ Galal และคณะ (73) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 5

การเตรียมแม่พิมพ์และฐานสำหรับแขนวัสดุ

นำแม่พิมพ์วงแหวนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร มีความสูง 2 มิลลิเมตร มาทำความสะอาดด้วยอะซิโตนในเครื่องล้างชิ้นงานด้วยคลื่นความถี่สูงเป็นเวลา 15 นาที และฟุ้งลมให้แห้ง 30 นาที ตัดลวดสแตนเลสเป็นตัวยูไว้สำหรับเป็นฐานแขนวัสดุ ความสูง 7.5 เซนติเมตร ความกว้าง 2.5 เซนติเมตร



ก



ข

ภาพประกอบ 6 ก. แสดงแบบจำลองแม่พิมพ์วงแหวน (ซ้าย)

ข. ลวดสแตนเลสเป็นฐานแขนวัสดุ (ขวา)

การเตรียมสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่มีความเป็นกรด กลาง และด่าง

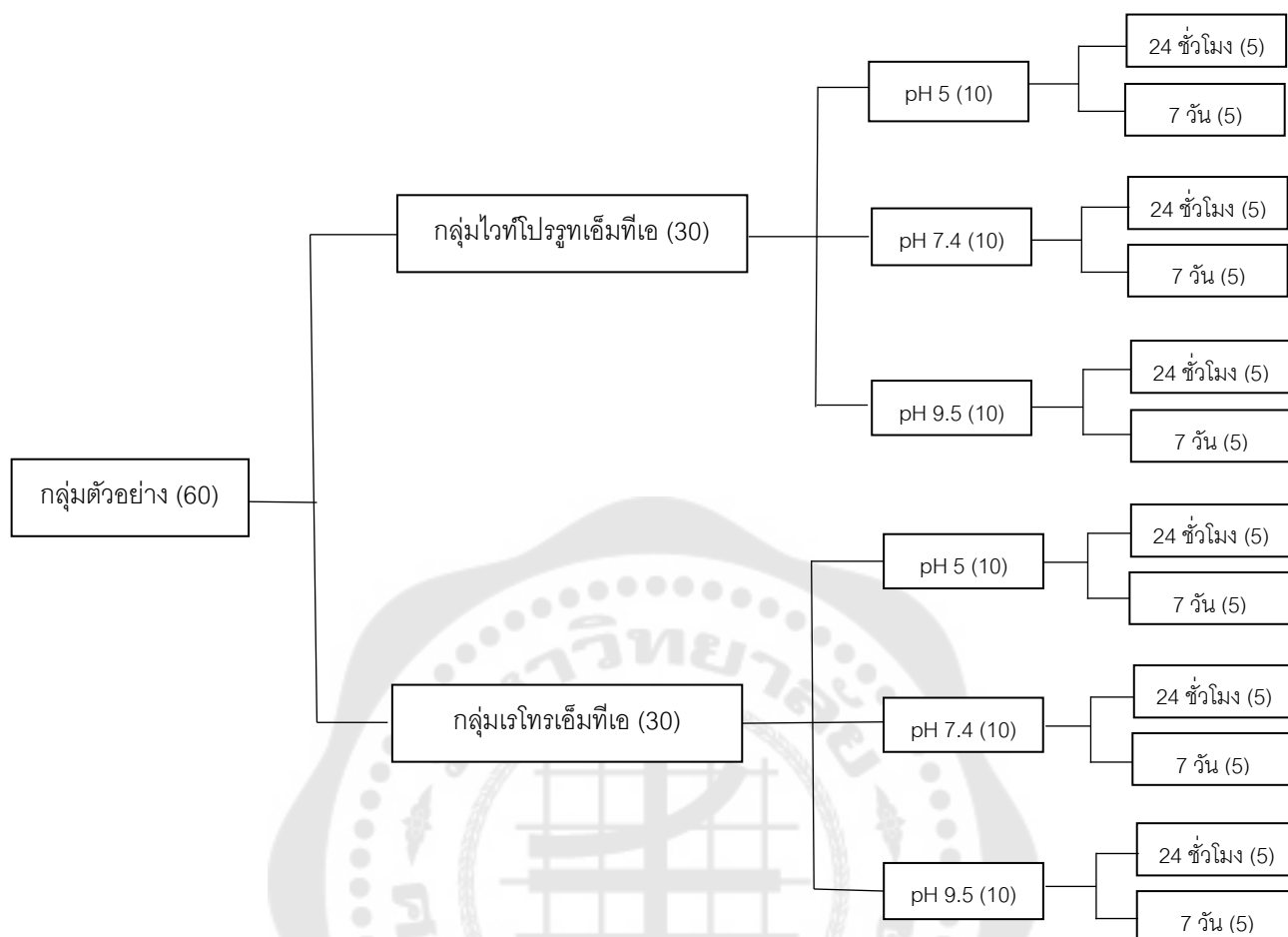
สารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย สามารถเตรียมได้โดยเริ่มใส่สารเคมีที่ละตัวตามที่แสดงไว้ในตารางที่ 2 ลงในน้ำที่ปราศจากไอออนปริมาณ 10 ลิตร ทำการปรับค่าพีเอชในกลุ่มที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 5 ด้วย 99% กรดบิวทิริก และในกลุ่มที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 7.4 และ 9.5 ด้วยสารละลายแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่มีความเข้มข้น 1 mol/L และยืนยันค่าพีเอชด้วยเครื่องวัดความเป็นกรดและด่าง

ตาราง 2 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย (8, 36)

สารเคมี	ปริมาณ
KH_2PO_4	1.7 กรัม
Na_2HPO_4	11.8 กรัม
KCl	2 กรัม
NaCl	80 กรัม

การเตรียมการทดสอบ

แบ่งกลุ่มการทดลองออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ตามชนิดของแคลเซียมซิติเลตซีเมนต์กลุ่มละ 30 ตัวอย่างคือ กลุ่มไวท์โปรธูเอ็มทีเอ และกลุ่มเรโทเรียมทีเอ โดยแต่ละกลุ่มจะแบ่งออกเป็นกลุ่มย่อยอีก 3 กลุ่มตามค่าพีเอช กลุ่มละ 10 ตัวอย่าง คือ กลุ่มที่แช่ในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย ที่มีความเป็นกรด (pH 5) กลาง (pH 7.4) และด่าง (pH 9.5) จากนั้นแบ่งเป็นอีก 2 กลุ่มย่อยตามระยะเวลาที่แช่ในสารละลาย คือ 24 ชั่วโมง และ 7 วัน ตามภาพประกอบ 7



ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

จากนั้นทำการผสมวัสดุดังนี้

1. กลุ่มไวท์โปรธูเอ็มทีเอ

ผสมวัสดุตามอัตราที่บริษัทกำหนดคือ 1 กรัมต่อของเหลว 0.33 กรัม ผสมให้เป็นเนื้อเดียวกันภายในระยะเวลา 30 วินาทีบนกระดาดผสม

2. กลุ่มเรโทรเอ็มทีเอ

ผสมวัสดุตามอัตราที่บริษัทกำหนดคือ 0.3 กรัม ต่อของเหลว 3 หยด โดยเทลงบนกระดาดผสมแล้วหยดส่วนเหลว 3 หยด จากนั้นผสมเป็นเวลา 20 วินาที เมื่อผสมเสร็จใหม่ผิวของวัสดุจะมีลักษณะมันวาว รอจนกระทั่งพื้นผิวของวัสดุไม่มีความมันวาว

นำวัสดุที่ผสมแล้วไปใส่ในแม่พิมพ์วงแหวนที่วางอยู่บนแผ่นแก้ว โดยใส่ให้แน่นเต็มพื้นผิวเรียบและพอดีขอบของแม่พิมพ์ จากนั้นนำไปเก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิที่สภาวะ 37 องศาเซลเซียส และความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

หลังจาก 24 ชั่วโมงเมื่อวัสดุแข็งตัวสมบูรณ์ จึงนำไปชั่งน้ำหนักบนเครื่องชั่งน้ำหนักดิจิตอลที่มีความละเอียด 0.0001 กรัม จำนวน 3 ครั้ง บันทึกเป็นมวลเริ่มต้นเฉลี่ย (average initial mass)

จากนั้นนำวัสดุมาแช่ในสารละลายตามกลุ่มทดลองย่อย 3 กลุ่ม สารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย ที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 5 หรือ 7.4 หรือ 9.5 ปริมาตร 50 มิลลิลิตรที่บรรจุอยู่ในขวดแก้วขนาด 100 มิลลิลิตร โดยใช้ตัวหนีบสแตนเลสหนีบบริเวณแม่พิมพ์วงแหวนสแตนเลส ซึ่งตำแหน่งของการแช่ควรอยู่ในระดับกึ่งกลางของสารละลาย แล้วนำไปเก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง หรือ 7 วัน โดยไม่ให้ชิ้นตัวอย่างสัมผัสกับผนังของขวดแก้วตลอดช่วงเวลาทดลอง และจะเปลี่ยนสารละลายทุก 24 ชั่วโมงเพื่อคงสภาพให้มีค่าพีเอชเท่าเดิม



ก



ข

ภาพประกอบ 8 ก. ลวดสแตนเลสเป็นฐานแขวนวัสดุ (ซ้าย)

ข. แสดงแบบจำลองการทดสอบการละลายตัว (ขวา)

เมื่อครบเวลานำตัวอย่างออกจากขวดแก้วมาล้างด้วยน้ำที่ปราศจากไอออน 15 มิลลิลิตร และนำมาซับให้แห้งด้วยกระดาษอย่างเบามือเป็นเวลา 1 นาทีเพื่อกำจัดของเหลวส่วนเกิน จากนั้นนำไปใส่ในในกล่องดูดความชื้นซึ่งมีซิลิกาเจลบรรจุอยู่ ซึ่งจะควบคุมให้บรรยากาศมีความชื้นต่ำน้อยกว่าร้อยละ 10 เป็นเวลา 24 ชั่วโมงที่อุณหภูมิห้อง แล้วชั่งน้ำหนักจำนวน 3 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ย

มวลสุดท้าย (average final mass) โดยมีกลุ่มควบคุม คือแม่พิมพ์วงแหวนสแตนเลสเปล่า พบว่า น้ำหนักก่อนและหลังแช่ในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่มีค่าพีเอชเท่ากับ 5 หรือ 7.4 หรือ 9.5 ที่เวลา 24 ชั่วโมง หรือ 7 วัน ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

การคำนวณการละลาย

$$\text{Solubility} = \frac{\text{Average initial mass} - \text{Average final mass}}{\text{Average initial mass}} \times 100$$

การประเมินพื้นผิวของวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

การประเมินพื้นผิวหลังก่อตัวของวัสดุและหลังแช่วัสดุในสารละลายจะใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระบบสุญญากาศสูง (JSM-6510LV, JEOL, Tokyo, Japan) โดยกลุ่มไวทีโปรทูเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ ที่แช่ในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่มีความเป็นกรด (pH 5) กลาง (pH 7.4) และด่าง (pH 9.5) ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน จะสุ่มกลุ่มตัวอย่างในแต่ละกลุ่ม กลุ่มละ 1 ตัวอย่างมาทำการทดสอบ

ตัวอย่างจะถูกนำไปยึดกับแท่นยึดอะลูมิเนียม แล้วทำการเคลือบชั้นตัวอย่างด้วยทองหนา 15 นาโนเมตร และนำไปส่องภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 500 เท่า (500X) และ 1500 เท่า (1500X) บริเวณกึ่งกลางของวัสดุและบันทึกข้อมูลลักษณะพื้นผิวที่สังเกตได้

การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์

วิเคราะห์ข้อมูลใช้โปรแกรม SPSS โดยนำข้อมูลที่ได้มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยการทดสอบโคโมโกรอฟ-สเมอรโนฟ (Kolmogorov-Smirnov Test) พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวปกติ จึงวิเคราะห์หิอทธิพลของค่าพีเอชต่อการละลายตัวของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละกลุ่มตัวอย่างด้วยสถิติทูกีย์ (Post Hoc Tukey test) วิเคราะห์หิอทธิพลของระยะเวลาต่อการละลายตัวของแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ในแต่ละสภาวะค่าพีเอชด้วยการทดสอบที (Independent T-Test) โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติ $P < 0.05$

บทที่ 4

ผลการดำเนินวิจัย

ผลการศึกษาพบว่า ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง ไวท์โปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายมากกว่าระยะเวลา 7 วันในทุกค่าพีเอช (5, 7.4 และ 9.5) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษาดังตารางที่ 3 และภาพประกอบ 9

เมื่อเปรียบเทียบค่าพีเอชกับการละลายตัวของไวท์โปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอพบว่าในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 ไวท์โปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายมากที่สุดเมื่อเทียบกับสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 และสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน และที่ค่าพีเอชที่สูงขึ้นในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 ไวท์โปรรุธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายมากกว่าสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 เล็กน้อย แต่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน ผลการศึกษาดังตารางที่ 3 และภาพประกอบ 10

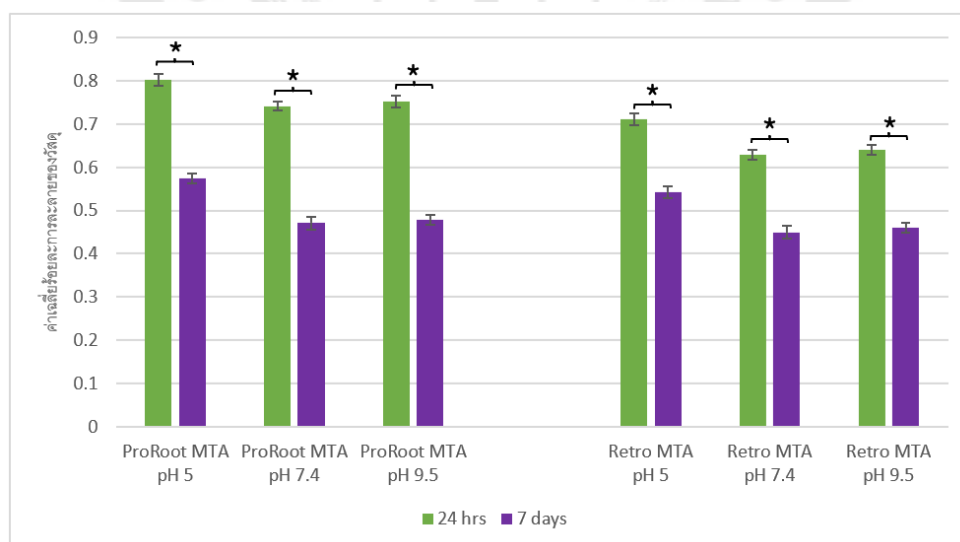
ไวท์โปรรุธเอ็มทีเอที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง มีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายมากกว่าเรโทรเอ็มทีเอในทุกค่าพีเอชอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ระยะเวลา 7 วัน สภาวะกรดค่าพีเอช 5 มีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของไวท์โปรรุธเอ็มทีเอมากกว่าเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ในสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 และ สภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 มีค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของไวท์โปรรุธเอ็มทีเอมากกว่าเรโทรเอ็มทีเอแต่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษาดังตารางที่ 3 และภาพประกอบ 11

ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานร้อยละการละลายของวัสดุ

วัสดุ	ค่าพีเอช	ระยะเวลา	
		24 ชั่วโมง	7 วัน
ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ	pH 5	0.8018 ± 0.0132 ^{A,a}	0.5746 ± 0.0116 ^{A,b}
	pH 7.4	0.7416 ± 0.0098 ^{B,a}	0.4708 ± 0.0156 ^{B,b}
	pH 9.5	0.7520 ± 0.0136 ^{B,a}	0.4785 ± 0.0121 ^{B,b}
เรโทรเอ็มทีเอ	pH 5	0.7109 ± 0.0128 ^{C,a}	0.5425 ± 0.0139 ^{C,b}
	pH 7.4	0.6283 ± 0.0117 ^{D,a}	0.4497 ± 0.0157 ^{B,b}
	pH 9.5	0.6400 ± 0.0107 ^{D,a}	0.4605 ± 0.0122 ^{B,b}

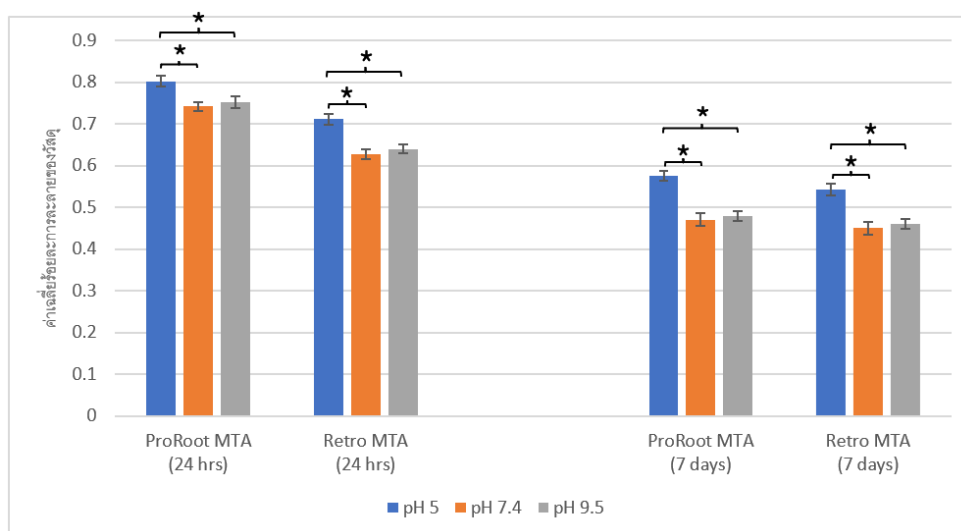
อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันในแถวเดียวกันแสดงถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)



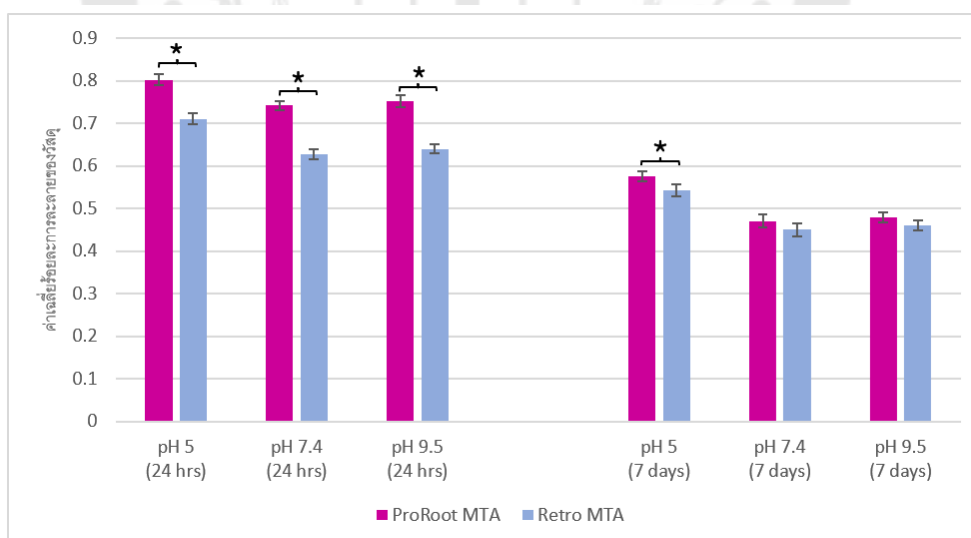
เครื่องหมาย * หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

ภาพประกอบ 9 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ
จำแนกตามระยะเวลาที่แช่วัสดุ ที่ค่าพีเอชเท่ากับ 5 7.4 และ 9.5



เครื่องหมาย * หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

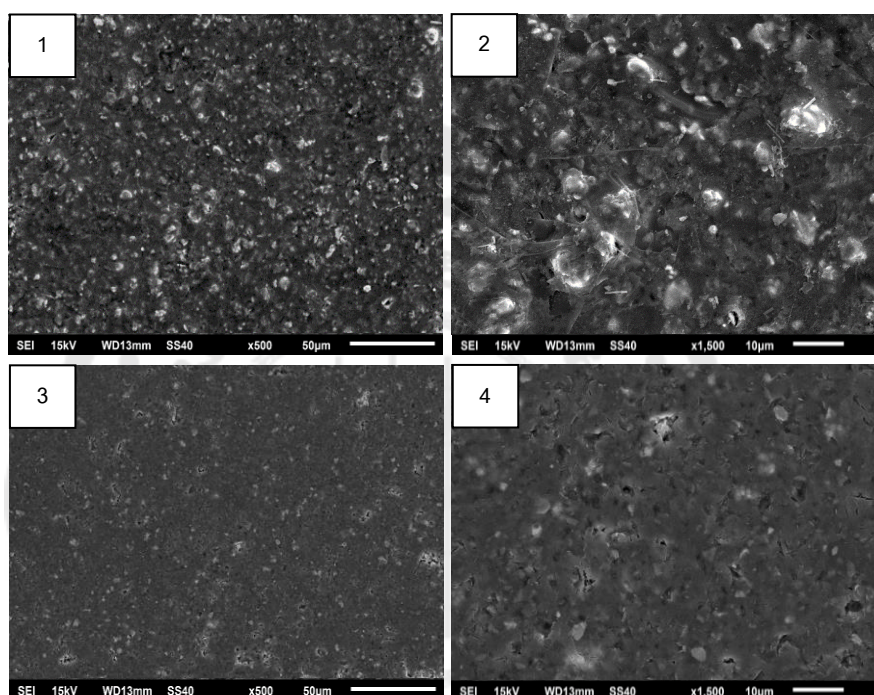
ภาพประกอบ 10 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ
จำแนกตามค่าพีเอช ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน



เครื่องหมาย * หมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

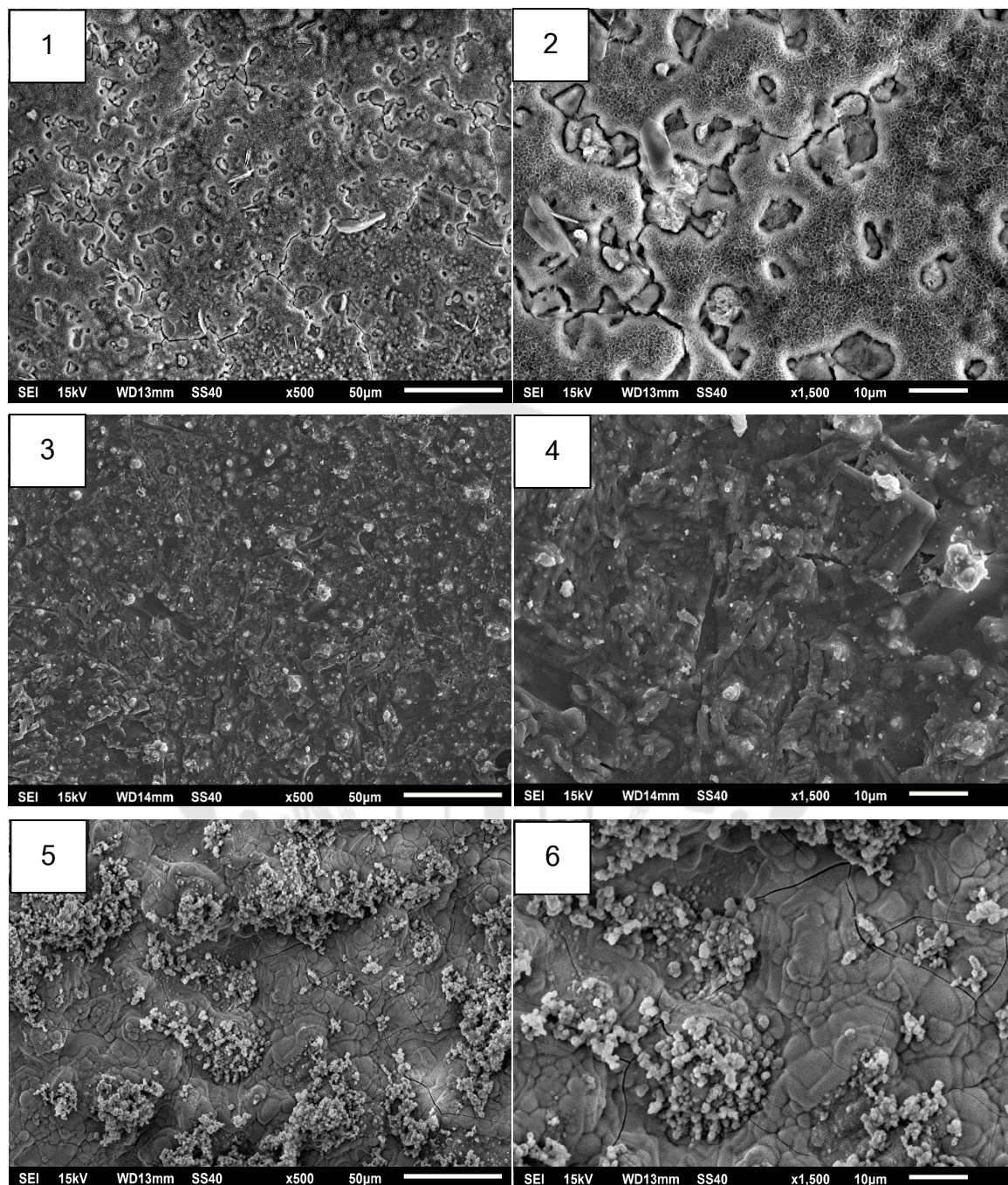
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการละลายของวัสดุ
จำแนกตามชนิดของวัสดุที่ค่าพีเอชเท่ากับ 5 7.4 และ 9.5

การประเมินพื้นผิวของวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ พบว่าพื้นผิวหลังก่อตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีลักษณะขรุขระ มีผลึกบางส่วนโผล่พ้นออกจากไฮโดรเจลเมทริกซ์ (hydrogel matrix) ในขณะที่พื้นผิวหลังก่อตัวของเรโทรเอ็มทีเอมีผิวเรียบกว่า ผลึกส่วนใหญ่ถูกปกคลุมด้วยชั้นไฮโดรเจลเมทริกซ์จึงมีลักษณะขรุขระน้อยกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และพบรูพรุนหรือช่องว่างกระจายทั่วผิววัสดุ ภาพประกอบ 12



ภาพประกอบ 12 ภาพกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวโปรรูทเอ็มทีเอ (1 และ 2) และเรโทรเอ็มทีเอ (3 และ 4) หลังก่อตัว

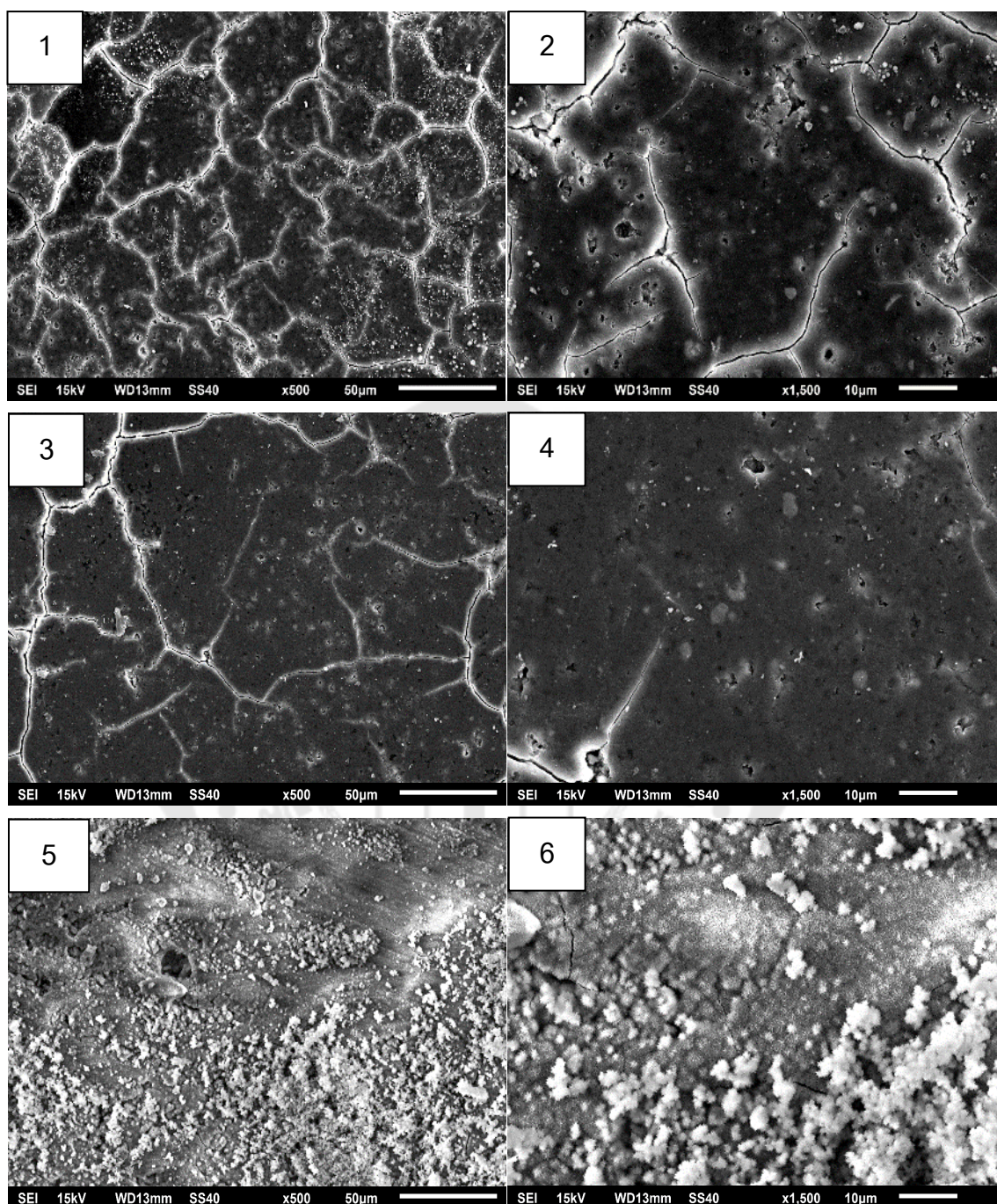
พื้นผิวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอหลังแช่ในสารละลายเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 พบการตกตะกอนของผลึกที่มีลักษณะเป็นรูพรุนคล้ายปะการัง (coral) และเห็นพื้นผิวชั้นด้านในที่มีผลึกแบบอสัณฐาน (amorphous) หลังแช่สารละลายสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 พื้นผิวมีลักษณะเดิมคล้ายพื้นผิวหลังก่อตัวแต่พบมีความขรุขระมากขึ้น มีการทับถมกันของผลึกแบบอสัณฐานและอนุภาคกลมขนาดเล็กกับไฮโดรเจลเมทริกซ์บนพื้นผิวและหลังแช่ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 พบพื้นผิวเรียบหนาตัวลักษณะคล้ายคลื่น พบรอยแตกบนพื้นผิวและมีการสะสมกันของอนุภาคกลมขนาดเล็กจำนวนมากจับตัวเป็นกลุ่มๆ ภาพประกอบ 13



ภาพประกอบ 13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวไวท์โปรทูธเอ็มทีเอหลังแช่สารละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง

พื้นผิวของเรโทรเอ็มทีเอหลังแช่ในสารละลายเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 พื้นผิวมีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ มีรอยแตก ระหว่างรอยแตกมีลักษณะแห้ง มีพื้นผิวที่หลุดออกทั้งขนาดเล็กและใหญ่ และพบอนุภาคกลมขนาดเล็กกระจายทั่วพื้นผิวของวัสดุ ในขณะที่สภาวะกลางความเป็นกรด-ด่าง 7.4 พื้นผิวมีลักษณะคล้ายเรโทรเอ็มทีเอหลังก่อตัวแต่มีรูพรุนหรือช่องว่างบนผิววัสดุลดลง พบรอยแตกบนพื้นผิวของวัสดุแต่น้อยกว่าพื้นผิวที่แช่ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 พื้นผิวมีลักษณะเรียบ มีรอยแตกเล็กน้อย และพบอนุภาคกลมขนาดเล็กที่มีผลึกเล็กๆคล้ายเข็มหรือหนามโดยรอบเป็นจำนวนมาก อนุภาคเหล่านี้ยังรวมตัวกันเป็นอนุภาคที่ใหญ่ขึ้น ภาพประกอบ 14

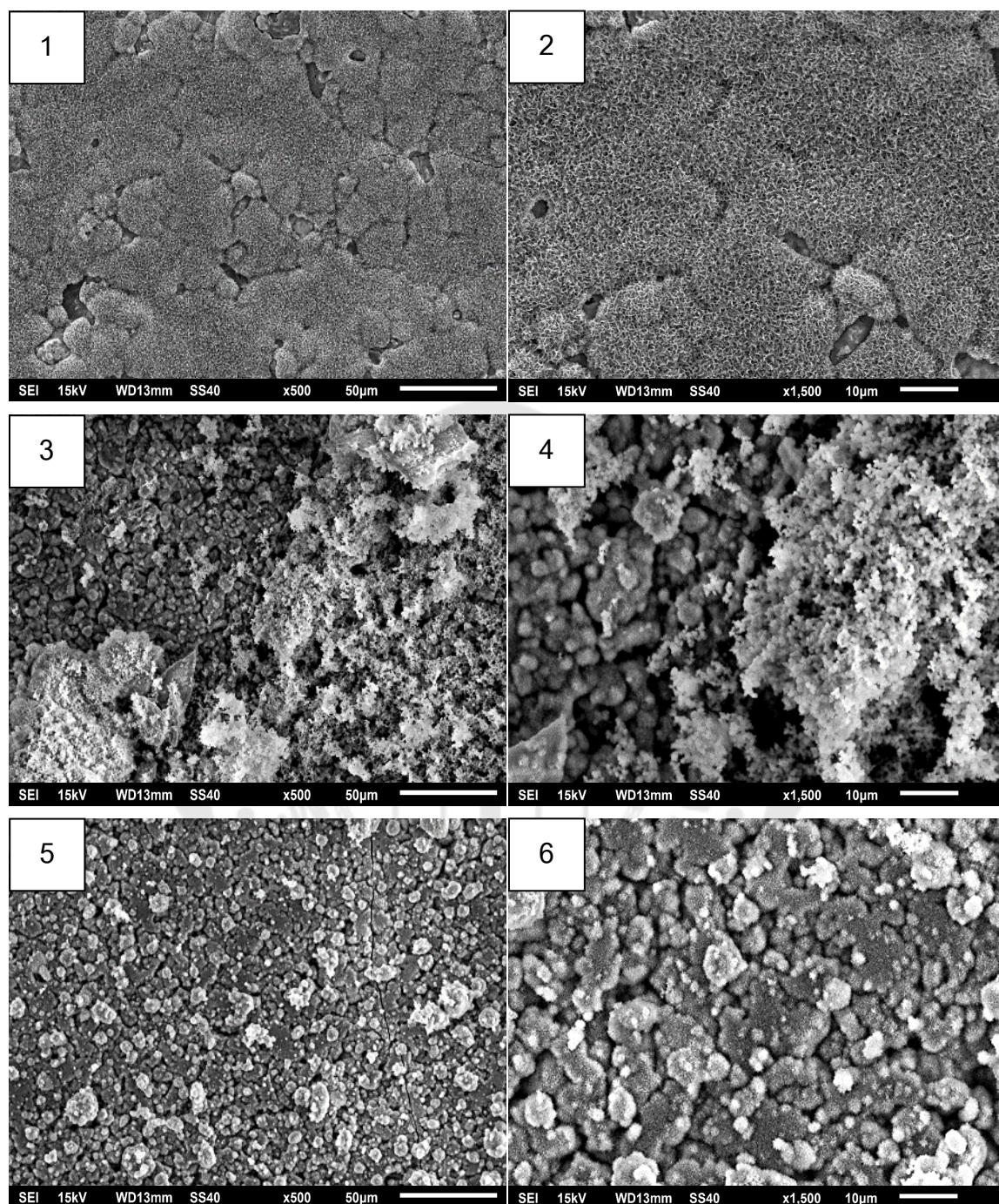




ภาพประกอบ 14 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวเรซินที่เคลือบด้วยสารละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง

พื้นผิวของไวท์โปรทูธเอ็มทีเอหลังแช่ในสารละลายเป็นเวลา 7 วัน ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 พื้นผิวชั้นบนทั้งหมดถูกปกคลุมด้วยผลึกที่มีลักษณะเป็นรูพรุนคล้ายปะการัง (coral) ในขณะที่สภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 พื้นผิวไม่เรียบ พบผลึกกลมขนาดเล็กเรียงตัวกันเป็นกลุ่ม (layer of aggregated apatite spherulites) ปกคลุมบนพื้นผิวทั้งหมด และยังพบอนุภาคผลึกเล็กๆ กระจายเต็มโดยรอบ อนุภาคเหล่านี้รวมตัวกันเป็นอนุภาคใหญ่ขึ้นที่มีหลายขนาดสะสมบนพื้นผิว ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 พื้นผิวมีลักษณะไม่เรียบ พบอนุภาคที่มีผลึกกลมขนาดเล็กกระจายตัวโดยทั่ว อนุภาคเหล่านี้ยังมีการรวมตัวกันเป็นอนุภาคที่ใหญ่ขึ้นที่มีหลายขนาดและซ้อนทับกันหลายชั้นบนพื้นผิววัสดุ ภาพประกอบ 15



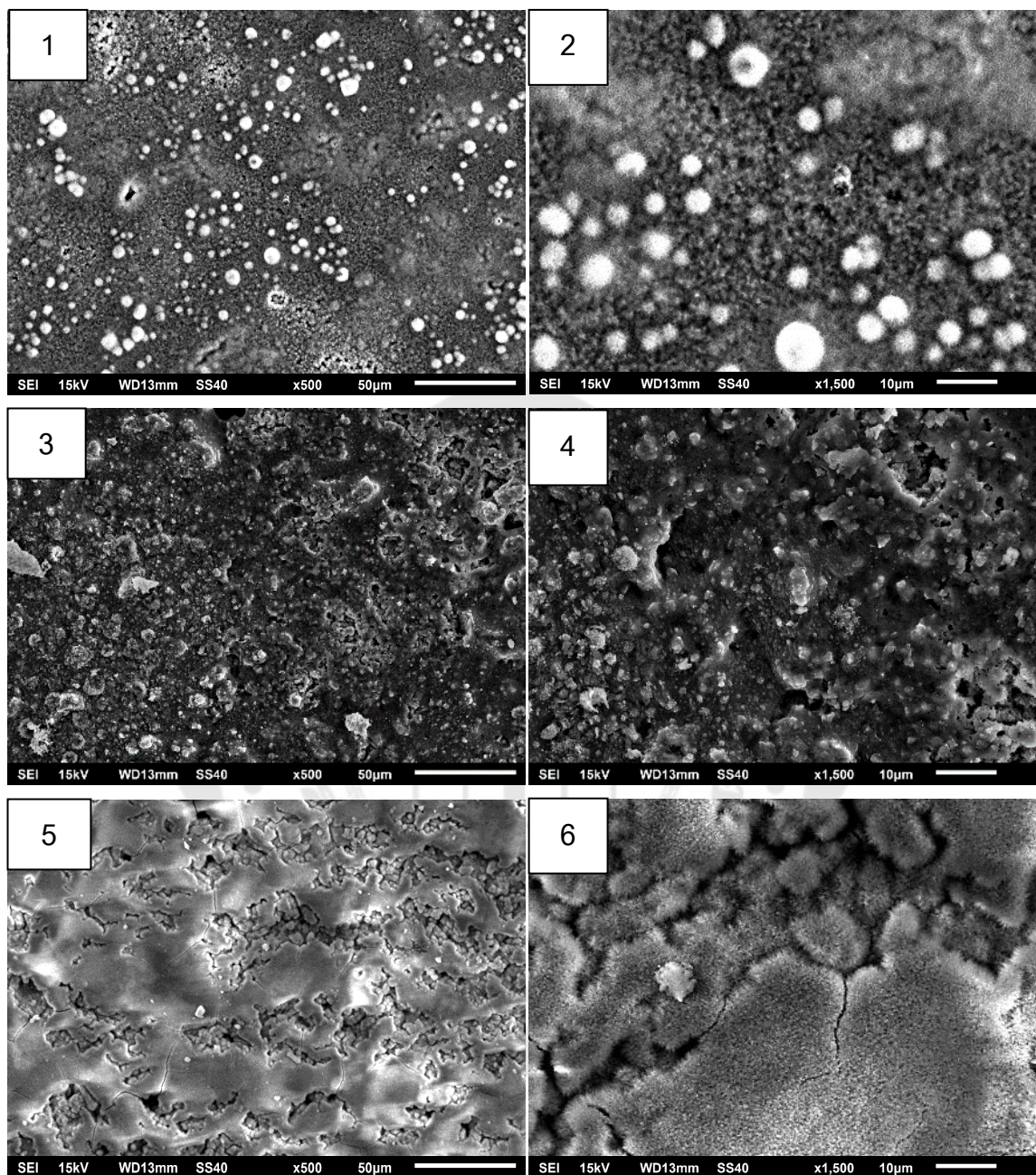


ภาพประกอบ 15 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวไวท์โปรทูธเอ็มทีเอหลังแช่สารละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 7 วัน

พื้นผิวของเรโทรเอ็มทีเอหลังแช่ในสารละลายเป็นเวลา 7 วันในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 มีลักษณะพื้นผิวเรียบที่ถูกปกคลุมด้วยผลึกที่มีลักษณะเป็นรูปหุนคล้ายปะการัง พบอนุภาคกลมขนาดเล็กและใหญ่กระจายตัวบนพื้นผิววัสดุ ในขณะที่สภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 มีการสะสมทับตัวกันของผลึกเป็นชั้นผิวที่ไม่เรียบและมีชอกหลืบ พบอนุภาคกลมขนาดเล็กและอนุภาคกลมที่มีการรวมตัวกันกระจายอยู่ทั่วพื้นผิววัสดุ ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 พื้นผิวมีลักษณะเรียบและมีการแตกหลุดออกของผิวชั้นบน ซึ่งทุกบริเวณถูกปกคลุมด้วยอนุภาคที่มีผลึกเล็กๆคล้ายเข็มโดยรอบ

ภาพประกอบ 16





ภาพประกอบ 16 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 500 และ 1500 เท่า พื้นผิวเรโทเรียมที่เอหลังจากแช่สารละลายที่มีค่าพีเอช 5 (1 และ 2), พีเอช 7.4 (3 และ 4) และพีเอช 9.5 (5 และ 6) เป็นระยะเวลา 7 วัน

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการศึกษา

ภายใต้การศึกษานี้พบว่า ไวท์โปรทูธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอที่อยู่ในสภาวะกรด กลาง และด่าง เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมงมีการละลายตัวมากกว่าที่ระยะเวลา 7 วันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 สามารถเพิ่มการละลายตัวของไวท์โปรทูธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ แต่ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 วัสดุทั้งสองมีการละลายตัวไม่แตกต่างกับสภาวะปกติที่มีค่าพีเอช 7.4 โดยไวท์โปรทูธเอ็มทีเอมีการละลายตัวมากกว่าเรโทรเอ็มทีเอในสภาวะกรด กลางและด่างที่ 24 ชั่วโมงและในสภาวะกรด ที่ 7 วัน

อภิปรายผล

ความสามารถในการละลายของวัสดุทางทันตกรรมเป็นคุณสมบัติทางกายภาพที่มีอิทธิพลต่อคุณสมบัติทางกายภาพอื่นๆ รวมถึงการรั่วซึมระดับจุลภาค(74) ดังนั้นความต้านทานต่อการละลายตัวของวัสดุในสภาวะแวดล้อมที่มีน้ำจึงมีความสำคัญ(33) เพราะช่วยส่งเสริมความสามารถการฉีกในระยะยาวและป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรีย(22)

จากผลการศึกษาพบว่า ไวท์โปรทูธเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายที่ระยะเวลา 7 วันมีการละลายตัวน้อยกว่าที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง สอดคล้องกับภาพพื้นผิวของวัสดุทั้งสองจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าที่ระยะเวลา 7 วัน พื้นผิวชั้นบนทั้งหมดถูกปกคลุมด้วยผลึก ในขณะที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง พบว่ามีผลึกปกคลุมพื้นผิววัสดุเพียงบางส่วน ส่งผลให้ที่ระยะเวลา 7 วัน เห็นรูพรุนและช่องว่างบนพื้นผิวน้อยกว่าที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมง ทำให้มีการละลายตัวของวัสดุลดลง Kaup และคณะ(22) พบว่าเมื่อแช่ไวท์โปรทูธเอ็มทีเอในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลานานขึ้นจะมีการละลายตัวน้อยลง และเริ่มเห็นตะกอนสีขาวบนพื้นผิวของวัสดุหลังแช่ในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง และพื้นผิวถูกปกคลุมด้วยตะกอนทั่วทุกบริเวณหลังผ่านไป 5 วัน(70) เมื่อนำตะกอนสีขาวมาวิเคราะห์ธาตุด้วยเครื่องวิเคราะห์การกระจายพลังงานของรังสีเอ็กซ์ (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy, EDX) พบว่าตะกอนคือแคลเซียมไฮดรอกซีอะพาไทต์ ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2 \cdot n \text{H}_2\text{O}$) Siboni และคณะ(75) พบว่าการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์บริเวณพื้นผิวชั้นนอกของวัสดุ (superficial layer) สามารถเติมเต็มรูพรุนหรือช่องว่างที่เกิดขึ้นจากการละลายของวัสดุ ทำให้เพิ่มการต้านทานการละลายได้(76)

ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5 พบว่า ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ มีการละลายตัวของวัสดุมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 และสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และภาพพื้นผิวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดเมื่อผ่านการแช่ในสภาวะกรดที่มีค่าพีเอช 5 พบว่าพื้นผิวลักษณะเป็นรูพรุน สอดคล้องกับการศึกษาของ Yavari และคณะ(8) Pushpa และคณะ(36) และ Saghiri และคณะ(37) ที่พบว่าวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีการละลายตัวมากที่สุดในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด Lee และคณะ(11) วิเคราะห์ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอในสภาวะกรดด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ (X-rays diffraction, XRD) พบว่ากรดทำให้ไตรแคลเซียมซิลิเกต ไดแคลเซียมซิลิเกตเกิดการสลายตัว ส่งผลให้การสร้างพอร์แลนด์ (Portlandite) ซึ่งเป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในรูปของผลึกและเป็นผลิตภัณฑ์หลักของปฏิกิริยาไฮเดรชันลดลง ทำให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ลดลง และยังพบว่าความเป็นกรดสามารถกัดกร่อนพื้นผิวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เกิดเป็นรูพรุน(34) และไม่พบผลึกที่มีลักษณะคล้ายเข็ม เนื่องจากผลึกที่มีลักษณะนี้มีพื้นที่ผิวมาก จึงละลายหายไปได้อย่างรวดเร็ว การสูญเสียผลึกที่มีลักษณะคล้ายเข็มซึ่งมีความสำคัญในการเชื่อมต่อมวลของวัสดุจึงทำให้การเชื่อมแน่น (cohesive) ภายในวัสดุน้อยลง ส่งผลให้เกิดการละลายตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ได้ นอกจากนี้วัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่แช่อยู่ในสภาวะที่มีค่าพีเอชต่ำจะยังมีรูพรุนมาก(34) ทำให้เกิดการละลายตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เพิ่มมากขึ้น

Saghiri และคณะ(32) พบว่าสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่างค่าพีเอช 10.4 ทำให้วัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีรูพรุนและเกิดการละลายตัวมากขึ้น(36) แตกต่างจากการศึกษาในที่ในสภาวะด่างค่าพีเอช 9.5 และสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 มีการละลายตัวของวัสดุไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อาจเป็นเพราะในการศึกษานี้ใช้ค่าพีเอช 9.5 ซึ่งมีความเป็นด่างไม่มากพอที่จะส่งผลกระทบต่อวัสดุ Lotfi และคณะ(77) พบว่าหากไวท์โปรรูทเอ็มทีเอสัมผัสกับค่าพีเอชสูงกว่า 9.4 จะเริ่มส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติทางกายภาพ โดยค่าพีเอช 10.4 จะเริ่มทำให้เกิดการร้าวที่ระดับจุลภาค

จากผลการศึกษาพบว่า ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีการละลายตัวมากกว่าเรโทรเอ็มทีเอในทุกสภาวะที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมงและในสภาวะกรดพีเอช 5 ที่ระยะเวลา 7 วัน Che และคณะ(25) พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีการละลายตัวมากกว่าเรโทรเอ็มทีเอ เนื่องจากโปรรูทเอ็มทีเอ ประกอบไปด้วยบิสมัทออกไซด์เป็นสารที่บรังกซึ่งไม่เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (78) Coomaraswamy และคณะ(79) ยังพบว่าการมีปริมาณบิสมัทออกไซด์เพิ่มขึ้น ทำให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันลดลงและมีน้ำ

ส่วนเกินที่ไม่เกิดปฏิกิริยา (unreacted water) ทำให้วัสดุเกิดรูพรุนและมีการละลายตัวเพิ่มขึ้น ในทางกลับกันเรโพรเอ็มทีเอมีการละลายตัวน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ อาจอธิบายได้จากเรโพรเอ็มทีเอ มีสารเพิ่มความแข็งแรงที่เป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์เชิงซ้อนที่มีอนุภาคนาโน ($1 \times 10^3 \mu\text{m}$) ทำให้มีการกระจายตัวของอนุภาคนาโนสม่ำเสมอ ส่งผลให้การยึดกันระหว่างอนุภาค (interlocking of particles) ดีขึ้นและมีความพรุนลดลง จึงช่วยลดการละลายตัวของวัสดุได้(37) ดังนั้นการละลายตัวของเรโพรเอ็มทีเอที่มีแคลเซียมไฮดรอกไซด์เชิงซ้อนเป็นองค์ประกอบจึงน้อยกว่าการละลายตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอที่มีบิสฟีนอล A(78) แต่ที่ระยะเวลา 7 วัน มีเพียงสภาวะกรดค่าพีเอช 5 ที่มีการละลายตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมากกว่าเรโพรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ Ashofteh Yazdi และคณะ(80) วิเคราะห์ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโพรเอ็มทีเอหลังแช่ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5.4 และสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 เป็นระยะเวลา 7 วัน ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ พบว่า ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอในสภาวะกรดค่าพีเอช 5.4 มีปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์ของปฏิกิริยาไฮเดรชันน้อยกว่าเรโพรเอ็มทีเออย่างชัดเจน แต่ในสภาวะกลางค่าพีเอช 7.4 ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอมีปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ แตกต่างจากเรโพรเอ็มทีเอเพียงเล็กน้อย ทำให้อัตราการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอที่ระยะเวลา 7 วัน เห็นความแตกต่างเมื่ออยู่ในสภาวะกรดค่าพีเอช 5

การทดสอบการละลายตัวของวัสดุมีหลายวิธี เช่น มาตรฐาน ISO standard No.6876 ทำโดยวัดการสูญเสียมวลของวัสดุหลังแช่ในน้ำกลั่นเป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากการนำน้ำที่แช่วัสดุทำให้เกิดการระเหิดที่เตาอบอุณหภูมิ 110 องศาเซลเซียส แล้วนำมาชั่งน้ำหนักเป็นค่ามวลที่ละลายออกจากตัววัสดุ โดยใช้แม่พิมพ์วงแหวนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 20 มิลลิเมตร มีความสูง 1.5 มิลลิเมตร นอกจากนั้นยังมีวิธีวัดส่วนต่างของน้ำหนักวัสดุก่อนและหลังแช่สารละลายแล้วนำมาคำนวณเป็นร้อยละของมวลที่ลดลง โดยใช้แม่พิมพ์วงแหวนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 20 มิลลิเมตร มีความสูง 1.5 มิลลิเมตร (64, 73) หรือใช้แม่พิมพ์วงแหวนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร มีความสูง 2 มิลลิเมตร (81, 82) ในการศึกษาเลือกวิธีวัดส่วนต่างของน้ำหนักวัสดุก่อนและหลังแช่สารละลาย เนื่องจากไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอมีความสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวหลังสัมผัสกับฟอสเฟตในสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย ทำให้วิธีวัดมวลจากการระเหิดน้ำที่แช่สารละลาย ไม่สามารถวัดน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นจากการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิววัสดุได้ และเลือกใช้แม่พิมพ์วงแหวนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร มีความสูง 2 มิลลิเมตร เนื่องจากใช้ปริมาณวัสดุน้อยกว่าแต่ยังสามารถเห็นความ

แตกต่างของผลการทดลองในแต่ละกลุ่มซึ่งสามารถนำมาเปรียบเทียบและวิเคราะห์ผลการทดลองได้

ในทางคลินิกวัสดุอุดย่นปลายรากฟันจะมีบริเวณที่สัมผัสกับของเหลวเพียงด้านเดียว แต่การทดสอบการละลายตัวของวัสดุในการศึกษานี้ จะนำวัสดุทั้งชิ้นงานลงไปแช่ในสารละลาย ส่งผลให้วัสดุมีพื้นที่ผิวสัมผัสกับสารละลายมากกว่าสถานการณ์ทางคลินิก ดังนั้นผลลัพธ์เชิงปริมาณที่ได้จากการทดลองอาจมีค่ามากกว่าค่าจริงในทางคลินิก ทำให้เห็นความแตกต่างของผลการทดลองได้อย่างชัดเจนซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์และแปลผลได้ และในทางคลินิกวัสดุจะสัมผัสกับสารละลายก่อนวัสดุจะแข็งตัวสมบูรณ์แต่ในการศึกษานี้ แห้ววัสดุในสารละลายเมื่อวัสดุแข็งตัวสมบูรณ์ เนื่องจากการศึกษานี้มุ่งเน้นเพียงคุณสมบัติการละลายตัวของวัสดุ โดยไม่พิจารณาปัจจัยอื่นที่อาจส่งผลกระทบ เช่น ระยะเวลาก่อตัวของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทเรเอ็มทีเอที่ไม่เท่ากัน

วัสดุอุดย่นปลายรากฟันมีโอกาสสัมผัสสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดจากการอักเสบของเนื้อเยื่อ(9, 10) กระบวนการเผาผลาญของแบคทีเรียแบบไม่ใช้ออกซิเจน เช่น กรดบิวทิริก (28) ซึ่งมีค่าพีเอช ประมาณ 5 ถึง 6(9, 10) และยังอาจสัมผัสสภาวะความเป็นด่างจากยาแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ใส่ในคลองรากฟัน(15, 16) Nerwich และคณะ(16) พบว่าเนื้อฟันด้านในบริเวณปลายรากฟันมีค่าพีเอชขึ้นสูงสุดได้ถึง 9.5 เมื่อใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์ในคลองรากฟันเป็นเวลา 2 สัปดาห์ ดังนั้นการศึกษานี้จึงใช้สารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกายเพื่อประเมินความสามารถในการละลายของวัสดุให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงที่สามารถพบเจอได้ 3 สภาวะ ได้แก่ สภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด คือมีค่าพีเอชเท่ากับ 5 สภาวะแวดล้อมเนื้อเยื่อปกติที่มีความเป็นกลาง คือมีค่าพีเอชเท่ากับ 7.4 และสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นด่าง คือมีค่าพีเอชเท่ากับ 9.5

จากผลการศึกษานี้พบว่า สภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรดส่งผลเสียต่อวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ โดยเพิ่มความสามารถในการละลายได้ทั้งในระยะเวลา 24 ชั่วโมง และ 7 วัน โดยความเป็นกรดสามารถรบกวนปฏิกิริยาการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์(83) ชัดขวางการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์(84) เกิดการเปลี่ยนแปลงเชิงโครงสร้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ทำให้เกิดการละลายตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มากขึ้น ส่งผลให้ความสามารถในการผนึกของวัสดุเปลี่ยนแปลงไป ก่อให้เกิดการรั่วซึมระดับจุลภาคได้ (microleakage)(37) และอาจส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติทางกายภาพอื่นๆ ได้แก่ ลดค่าความแข็งระดับจุลภาค (microhardness)(34) ชัดขวางระยะเวลาก่อตัว(33) ลดความแข็งแรงพันธะผลึกออก(31)

นับเป็นข้อควรระวังของการใช้วัสดุเคลือบซีเมนต์ในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด จึงแนะนำให้ใส่เคลือบไฮดรอกไซด์ที่มีฤทธิ์เป็นด่างในคลองรากฟันเพื่อปรับสภาวะแวดล้อมให้มีความเหมาะสมก่อนใช้วัสดุ

ข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้เป็นเพียงการจำลองสถานการณ์ทางคลินิกในสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด กลาง และด่าง เพื่อศึกษาการละลายตัวของเคลือบซีเมนต์ ซึ่งเป็นคุณสมบัติสำคัญของวัสดุ เนื่องจากสามารถส่งผลกระทบต่อความแนบสนิทของวัสดุและการรั่วซึมของแบคทีเรียไปยังเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน อย่างไรก็ตามวิธีการทดสอบการละลายในการศึกษานี้จะแช่วัสดุเมื่อวัสดุแข็งตัวสมบูรณ์ ซึ่งเป็นไปไม่ได้ในทางคลินิก จึงอาจเพิ่มการทดสอบการละลายโดยแช่วัสดุภายหลังจากผสมวัสดุเสร็จทันที เพื่อให้สอดคล้องกับทางคลินิกมากขึ้น นอกจากนั้นสภาวะแวดล้อมที่มีความเป็นกรด และด่าง อาจส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติอื่นๆ เช่น ระยะเวลาก่อตัว การชะล้างของวัสดุ ความทนต่อแรงผลึกออก ความทนต่อแรงอัด เป็นต้น จึงควรประเมินคุณสมบัติอื่นเพิ่มเติม เพื่อสามารถตัดสินใจในการเลือกใช้วัสดุให้เหมาะสม

บรรณานุกรม

1. Song M, Shin SJ, Kim E. Outcomes of endodontic micro-resurgery: a prospective clinical study. J Endod. 2011;37(3):316-20.
2. Taschieri S, Bettach R, Lolato A, Moneghini L, Fabbro MD. Endodontic surgery failure: SEM analysis of root-end filling. J Oral Sci. 2011;53(3):393-6.
3. Espir CG, Guerreiro-Tanomaru JM, Spin-Neto R, Chávez-Andrade GM, Berbert FL, Tanomaru-Filho M. Solubility and bacterial sealing ability of MTA and root-end filling materials. J Appl Oral Sci. 2016;24(2):121-5.
4. 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.
5. Caicedo R, Gettleman L. Physical Properties of MTA. Mineral Trioxide Aggregate 2014. p. 37-70.
6. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. J Endod. 2003;29(12):814-7.
7. Shahi S, Ghasemi N, Rahimi S, Yavari HR, Samiei M, Janani M, et al. The Effect of Different Mixing Methods on the pH and Solubility of Mineral Trioxide Aggregate and Calcium-Enriched Mixture. Iran Endod J. 2015;10(2):140-3.
8. Yavari HR, Borna Z, Rahimi S, Shahi S, Valizadeh H, Ghojzadeh M. Placement in an acidic environment increase the solubility of white mineral trioxide aggregate. J Conserv Dent. 2013;16(3):257-60.
9. Wiese KG, Merten HA, Wiltfang J, Luhr HG. [Clinical studies on the pathophysiology of odontogenic abscesses]. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG. 1999;3 5:242-6.
10. Malamed SF. Handbook of Local Anesthesia, 6e: Elsevier India; 2012.
11. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. Biomaterials. 2004;25(5):787-93.

12. Law A, Messer H. An evidence-based analysis of the antibacterial effectiveness of intracanal medicaments. *J Endod.* 2004;30(10):689-94.
13. Holland R, Bisco Ferreira L, de Souza V, Otoboni Filho JA, Murata SS, Dezan E, Jr. Reaction of the lateral periodontium of dogs' teeth to contaminated and noncontaminated perforations filled with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2007;33(10):1192-7.
14. Khan AA, Sun X, Hargreaves KM. Effect of calcium hydroxide on proinflammatory cytokines and neuropeptides. *J Endod.* 2008;34(11):1360-3.
15. Tronstad L, Andreasen JO, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I. pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *J Endod.* 1981;7(1):17-21.
16. Nerwich A, Figdor D, Messer HH. pH changes in root dentin over a 4-week period following root canal dressing with calcium hydroxide. *J Endod.* 1993;19(6):302-6.
17. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J.* 2006;39(10):747-54.
18. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008;24(2):149-64.
19. 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.
20. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21(11):537-42.
21. Gomes-Filho JE, de Moraes Costa MM, Cintra LT, Duarte PC, Takamiya AS, Lodi CS, et al. Evaluation of rat alveolar bone response to Angelus MTA or experimental light-cured mineral trioxide aggregate using fluorochromes. *J Endod.* 2011;37(2):250-4.
22. 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.
23. Wiltbank KB, Schwartz SA, Schindler WG. Effect of selected accelerants on the physical properties of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2007;33(10):1235-8.

24. Choi Y, Park SJ, Lee SH, Hwang YC, Yu MK, Min KS. Biological effects and washout resistance of a newly developed fast-setting pozzolan cement. *J Endod.* 2013;39(4):467-72.
25. 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.
26. Song M, Yue W, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim JW, et al. The effect of human blood on the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. *Clin Oral Investig.* 2016;20(8):1997-2005.
27. Cavenago BC, Pereira TC, Duarte MA, Ordinola-Zapata R, Marciano MA, Bramante CM, et al. Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2014;47(2):120-6.
28. Nekoofar MH, Namazikhah MS, Sheykhrezae MS, Mohammadi MM, Kazemi A, Aseeley Z, et al. pH of pus collected from periapical abscesses. *Int Endod J.* 2009;42(6):534-8.
29. 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.
30. Kang SH, Shin YS, Lee HS, Kim SO, Shin Y, Jung IY, 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.
31. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PM. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010;36(5):871-4.
32. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinehchi M, Ranjkesh B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod.* 2009;35(5):706-10.

33. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999;25(3):197-205.
34. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41(2):108-16.
35. Saghiri MA, Shokouhinejad N, Lotfi M, Aminsobhani M, Saghiri AM. Push-out Bond Strength of Mineral Trioxide Aggregate in the Presence of Alkaline pH. *Journal of Endodontics.* 2010;36(11):1856-9.
36. Pushpa S, Maheshwari C, Maheshwari G, Sridevi N, Duggal P, Ahuja P. Effect of pH on solubility of white Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine: An in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2018;12(3):201-7.
37. Saghiri MA, Godoy FG, Gutmann JL, Lotfi M, Asatourian A, Sheibani N, et al. The effect of pH on solubility of nano-modified endodontic cements. *J Conserv Dent.* 2014;17(1):13-7.
38. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endodontic Topics.* 2015;32(1):47-85.
39. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod.* 2010;36(1):16-27.
40. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010;36(2):190-202.
41. 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.
42. 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.
43. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40(6):462-70.

44. Li Q, Coleman NJ. The hydration chemistry of ProRoot MTA. *Dent Mater J*. 2015;34(4):458-65.
45. Chang SW. Chemical characteristics of mineral trioxide aggregate and its hydration reaction. *Restor Dent Endod*. 2012;37(4):188-93.
46. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod*. 2006;32(5):425-8.
47. Patel N, Patel K, Baba SM, Jaiswal S, Venkataraghavan K, Jani M. Comparing gray and white mineral trioxide aggregate as a repair material for furcation perforation: an in vitro dye extraction study. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(10):Zc70-3.
48. Akbari M, Rouhani A, Samiee S, Jafarzadeh H. Effect of dentin bonding agent on the prevention of tooth discoloration produced by mineral trioxide aggregate. *Int J Dent*. 2012;2012:563203.
49. Marconyak LJ, Jr., Kirkpatrick TC, Roberts HW, Roberts MD, Aparicio A, Himel VT, et al. A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials. *J Endod*. 2016;42(3):470-3.
50. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2005;31(2):101-3.
51. Yun J, You Y-O, Ahn E, Lee J, An S-Y. Cytotoxicity of Various Calcium Silicate-based Materials with Stem Cells from Deciduous Teeth. *J Korean Acad Pediatr Dent*. 2019;46(1):85-92.
52. Hayashi Y, Kawaki H, Hori M, Shintani K, Hasegawa T, Tanaka M, et al. Evaluation of the mechanical properties and biocompatibility of gypsum-containing calcium silicate cements. *Dent Mater J*. 2021;40(4):863-9.
53. 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. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20(8):1997-2005.
54. Lee H-I, Choi S-H, Jang J-H, Chang H-S, Hwang Y-C, Hwang I-N, et al. Effects of RetroMTA on osteoblastic differentiation in MC3T3-E1 cells. *Korean Journal of Dental Materials*. 2018;45:97-109.

55. Souza LC, 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.
56. Chung CJ, Kim E, Song M, Park JW, Shin SJ. Effects of two fast-setting calcium-silicate cements on cell viability and angiogenic factor release in human pulp-derived cells. *Odontology.* 2016;104(2):143-51.
57. Lee H, Shin Y, Kim SO, Lee HS, Choi HJ, Song JS. Comparative Study of Pulpal Responses to Pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in Dogs' Teeth. *J Endod.* 2015;41(8):1317-24.
58. Jensen MS, Bainton DF. Temporal changes in pH within the phagocytic vacuole of the polymorphonuclear neutrophilic leukocyte. *J Cell Biol.* 1973;56(2):379-88.
59. McCormick JE, Weine FS, Maggio JD. Tissue pH of developing periapical lesions in dogs. *Journal of Endodontics.* 1983;9(2):47-51.
60. Byström A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res.* 1981;89(4):321-8.
61. Siqueira JF, Jr., Lopes HP. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J.* 1999;32(5):361-9.
62. Bidar M, Disfani R, Gharagozloo S, Khoyneshad S, Rouhani A. Medication with calcium hydroxide improved marginal adaptation of mineral trioxide aggregate apical barrier. *J Endod.* 2010;36(10):1679-82.
63. Bidar M, Disfani R, Gharagozloo S, Akbari M, Rouhani A. The Effect of Calcium Hydroxide on the Short and Long-Term Sealing Properties of MTA Apical Barrier. *Iran Endod J.* 2011;6(1):6-10.
64. Saghiri MA, Ricci J, Daliri Joupari M, Aeinehchi M, Ahmadi K, Bahramian N. A Comparative Study of MTA Solubility in Various Media. *Iran Endod J.* 2011;6(1):21-4.
65. Johnson BR. Considerations in the selection of a root-end filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;87(4):398-404.
66. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schäfer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J.* 2006;39(3):213-9.

67. Poggio C, Lombardini M, Alessandro C, Simonetta R. Solubility of root-end-filling materials: a comparative study. *J Endod.* 2007;33(9):1094-7.
68. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Nazari A, Karamifar K, Neelakantan P, et al. Effect of storage temperature on sealing ability and solubility of White Mineral Trioxide Aggregate. *Acta odontologica Scandinavica.* 2011;70.
69. Basturk FB, Nekoofar MH, Günday M, Dummer PM. The effect of various mixing and placement techniques on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013;39(1):111-4.
70. 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.
71. Shie MY, Huang TH, Kao CT, Huang CH, Ding SJ. The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2009;35(1):98-101.
72. Silva E, Ferreira CM, Pinto KP, Barbosa AFA, Colaço MV, Sassone LM. Influence of variations in the environmental pH on the solubility and water sorption of a calcium silicate-based root canal sealer. *Int Endod J.* 2021;54(8):1394-402.
73. Galal M, Zaki DY, Rabie MI, El-Shereif SM, Hamdy TM. Solubility, pH change, and calcium ion release of low solubility endodontic mineral trioxide aggregate. *Bulletin of the National Research Centre.* 2020;44(1):42.
74. Kaplan AE, Goldberg F, Artaza LP, de Silvio A, Macchi RL. Disintegration of endodontic cements in water. *J Endod.* 1997;23(7):439-41.
75. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J.* 2017;50 Suppl 2:e120-e36.
76. Urban K, Neuhaus J, Donnermeyer D, Schäfer E, Dammaschke T. Solubility and pH Value of 3 Different Root Canal Sealers: A Long-term Investigation. *Journal of Endodontics.* 2018;44(11):1736-40.

77. Lotfi M, Vosoughhosseini S, Saghiri M, Zand V, Yavari HR, Kimyai S, et al. Effect of alkaline pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(7):e1014-6.
78. Moustafa A, Motawea I, Bayoumi R. Solubility and Sealing Ability of Recently Introduced Biocearmic Root-End Filling Materials. *Al-Azhar Dental Journal for Girls*. 2020;7:547-57.
79. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of Bismuth Oxide Radioopacifier Content on the Material Properties of an Endodontic Portland Cement-based (MTA-like) System. *Journal of Endodontics*. 2007;33(3):295-8.
80. Ashofteh Yazdi K, Ghabraei S, Bolhari B, Kafili M, Meraji N, Nekoofar MH, et al. Microstructure and chemical analysis of four calcium silicate-based cements in different environmental conditions. *Clin Oral Investig*. 2019;23(1):43-52.
81. Shojaee NS, Sahebi S, Karami E, Sobhnamayan F. Solubility of Two Root-End Filling Materials over Different Time Periods in Synthetic Tissue Fluid: a Comparative Study. *J Dent (Shiraz)*. 2015;16(3):189-94.
82. Abo El-Mal EO, Abu-Seida AM, El Ashry SH. A comparative study of the physicochemical properties of hesperidin, MTA-Angelus and calcium hydroxide as pulp capping materials. *Saudi Dent J*. 2019;31(2):219-27.
83. Elnaghy AM. Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study. *J Endod*. 2014;40(7):953-7.
84. Akinci L, Simsek N, Aydinbelge HA. Physical properties of MTA, BioAggregate and Biodentine in simulated conditions: A micro-CT analysis. *Dent Mater J*. 2020;39(4):601-7.

ประวัติผู้เขียน

