

ด
๖17.๒5
พ878ค
๒๕๖7

ความสามารถในการพ่นกโคลงรากฟันและการรื้อซึมแบบที่เรียของ
กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม

๖-7 ก.ย. 2558



ปริญญานิพนธ์
ของ
เพชรณี หอวิจิตร

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมคลินิก (วิทยาเอ็น โคคอนต์)

กันยายน 2557

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ความสามารถในการพ่นกอลงรากฟันและการรั่วซึมแบบที่เรียวของ
กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม



บทคัดย่อ
ของ
เพชรณี หอวิจิตร

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมคลินิก (วิทยาเอ็นโดดอนต์)
กันยายน 2557

เพชรณี หอวิจิตร (2557). ความสามารถในการผนึกคลองรากฟันและการรั่วซึมแบคทีเรียของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม ปริญญาณิพนธ์, วท.ม.(วิทยาเข็นโคดอนท์).

กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัยมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. คณะกรรมการควบคุม:

อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. จารุมา ศักดิ์ดี, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ปุณณมา ศิริพันธ์โนน

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการผนึกคลองรากฟันและการรั่วซึมของแบคทีเรียของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมในอัตราส่วนร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก เปรียบเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเอ็มทีเอ เมื่อใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟัน

วัสดุและวิธีการ ใช้ฟันกรามน้อยล่างแท้ของมนุษย์ จำนวน 126 ซี่ คัดส่วนตัวฟันออก เตรียมคลองรากฟันและตัดปลายรากฟันออก 3 มิลลิเมตรจากนั้นแบ่งกลุ่มรากฟันเพื่อทำการศึกษา 2 ตอน

ตอนที่ 1 นำรากฟัน 60 ราก มาอุดคลองรากฟันด้วยกัธทาเพอร์ชา เตรียมโพรงปลายรากฟันลึก 3 มิลลิเมตร สุ่มรากฟันเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ราก คือ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์(กลุ่มGI) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมในอัตราส่วนร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก (กลุ่มCS30) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมในอัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก (กลุ่มCS50) และเอ็มทีเอ (กลุ่มMTA) ประเมินระยะช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันจากแบบจำลองรากฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ใน 3 ลักษณะการศึกษา คือ 1.เมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์2.ภายหลังจากแทรกฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา14 วันและ 3.ตามแนวแกนยาวของรากฟัน

ตอนที่ 2 นำรากฟัน 66 รากมาเตรียมโพรงปลายรากฟันลึก 3 มิลลิเมตร นำกัธทาเพอร์ชาแท่งเอ็กมาลองให้พอดีกับคลองรากฟันห่างกับปลายรากฟัน 3 มิลลิเมตร สุ่มรากฟันเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ราก ตามวัสดุอุดปลายรากฟัน และกลุ่มควบคุมลบและบวก กลุ่มละ 3ราก กลุ่มควบคุมลบอุดโพรงปลายรากฟันด้วยจีฟิ่งเหนียวส่วนกลุ่มควบคุมบวกอุดโพรงปลายรากฟันด้วยกัธทาเพอร์ชาโดยเปลี่ยนเชื้อแบคทีเรียชนิด *Enterococcus faecalis* ในแบบจำลองห้องบนทุก 3 วัน เป็นเวลา 60 วันบันทึกวันที่เกิดการเปลี่ยนสีในแบบจำลองห้องล่างทุก 24 ชั่วโมง

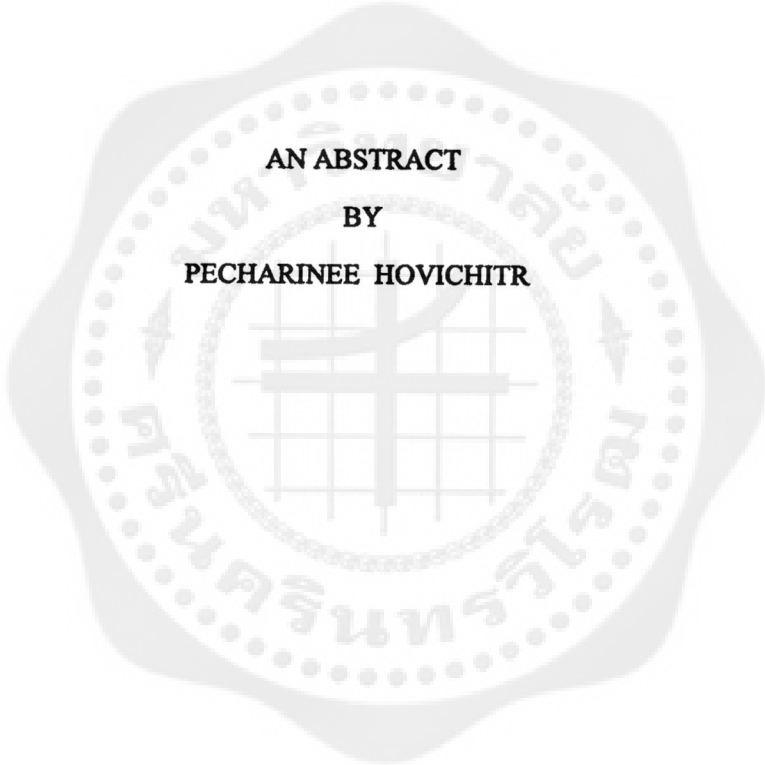
ผลการศึกษา กลุ่ม MTA มีความแนบสนิทที่ดีกว่า กลุ่มGI กลุ่มCS30 และกลุ่มCS50 อย่างมีนัยสำคัญ โดยกลุ่มCS50 มีระยะช่องว่างมากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) ภายหลังจากการแทรกในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา14 วันพบว่าช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันในทุกกลุ่มการทดลองมีแนวโน้มลดลงในขณะที่การทดสอบการรั่วซึมแบคทีเรีย พบว่ากลุ่ม MTA และกลุ่มCS30 มีความสามารถต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ และได้ดีกว่ากลุ่มGI และกลุ่ม CS50 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.0001$)

สรุป การเติมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก จะสามารถพัฒนาคุณสมบัติในการฉีกของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ได้ดีขึ้น ทั้งในด้านความเหนียวและความสามารถในการต้านทานการร่วซึมแบคทีเรีย



**SEALING ABILITY AND BACTERIAL LEAKAGE OF GLASS IONOMER CEMENT
CONTAINING MONOCALCIUM SILICATE**

**AN ABSTRACT
BY
PECHARINEE HOVICHITR**

A large, faint watermark of the Srinakharinwirot University seal is centered on the page. The seal is circular with a decorative border and contains the university's name in Thai script and a central emblem.

**Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Master of Science (General Dentistry) in Dentistry
at Srinakharinwirot University
September 2014**

Pecharinee Hovichitr. (2014). *Sealing ability and bacterial leakage of glass ionomer cement containing monocalcium silicate*. Thesis, M.S.(Endodontology). Bangkok: Graduate School, Srinakarinwirot University. Advisor Committee: Dr. JarumaSakdee , Asst. Prof. Dr. PunnamaSiriphannon.

Objective: The purposes of this study were to compare the marginal adaptation and bacterial leakage of glass ionomer cement (GIC) containing monocalcium silicate (CS) 30% and 50% w/w to glass ionomer cement and MTA when used as root-end filling materials.

Methods: A chemomechanical preparation was carried out in 126 decoronated premolar teeth. The apical 3 mm of each root was resected and divided into 2 parts.

Part1 Sixty roots were obturated with gutta-percha. 3-mm deep root-end cavities of each root were prepared and randomly split into 4 groups of 15. Each group was root-end filled with four different materials: glass ionomer cement (GI), glass ionomer cement containing monocalcium silicate 30% w/w (CS30), glass ionomer cement containing monocalcium silicate 50% w/w (CS50) and MTA. Epoxy resin replica of the roots were evaluated in 3 stages: after materials were set, immersed in simulated body fluid (SBF) for 2 weeks and longitudinal section for SEM analysis. The gap between material and dentinal wall in each replica and surface topography was investigated.

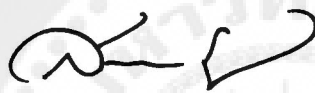
Part2 After sixty-six 3-mm of root-end cavity preparation was made, a custom-fit gutta-percha master cone was placed in the canal 3 mm short of the apex. The prepared roots were randomly assigned to four experimental groups of 15 teeth each. Three root-end cavities were filled with gutta-percha to serve as positive control and three root-end cavities were filled with sticky wax as negative control. The coronal access of each sample in upper chamber was inoculated every 3 days with a suspension of *Enterococcusfaecalis*. Culture media were observed every 24 hours for color change indicating bacterial contamination.

Results: MTA displayed significantly better marginal adaptation than other materials, whereas CS50 had the largest gaps ($p<0.05$) in all stages. After soaking in SBF for 2 weeks, gaps between the materials and dentinal wall in all experimental groups decreased overtime. MTA and CS30 showed statistically less leakage than GI and CS50 over the 60 day observation period ($p<0.0001$). There was no statistical difference between CS30 and MTA.

Conclusions: The addition of monocalcium silicate 30% w/w to glass ionomer cement could improve sealing ability and marginal adaptation of glass ionomer cement.

ปริญญานิพนธ์
เรื่อง
ความสามารถในการฝึกคลองรากฟันและการรั่วซึมแบบที่เรียวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์
ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม
ของ
เพชรณี หอวิจิตร

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมคลินิก (วิทยาเอ็นโดดอนต์)
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



..... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์.ดร.สมชาย สันติวัฒนกุล)

วันที่ เดือน พ.ศ. 2557

ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์

คณะกรรมการสอบปากเปล่า

.....
(อ.ทพญ.ดร.จารุมา ศักดิ์ดี)

.....ที่ปรึกษาหลัก

.....ประธาน
(อ.ทพญ.ดร.วัลลภัทน์ แสนทวีสุข)

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปุณณมา ศิริพันธ์โนน)

.....ที่ปรึกษาร่วม

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

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปุณณมา ศิริพันธ์โนน)

.....กรรมการ
(อ.ทพ.ดร.วรรณธนะ สัตตบรรณสุข)

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจากหลายๆฝ่าย ซึ่งผู้วิจัยขอขอบพระคุณอย่างสูงต่อ ทนตแพทย์หญิง ดร.จารุมา ศักดิ์ดี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทนตแพทย์ สุวิทย์ วิมลจิตต์ ที่ให้คำปรึกษา คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่างๆอันเป็นประโยชน์ที่จะนำมาใช้เป็นแนวคิดในการดำเนินงานวิจัยให้สำเร็จลุล่วง อาจารย์ ดร.ปณณมา ศิริพันธ์ โนน ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่ให้ความรู้และคำแนะนำในการศึกษา ตลอดจนการเตรียมสารที่ใช้ในงานวิจัยฉบับนี้

กรรมการทุกท่านในการให้คำแนะนำที่มีประโยชน์และแก้ไขวิทยานิพนธ์

บุคลากรประจำห้องปฏิบัติการวิจัยจุลชีววิทยาและชีววัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ให้คำแนะนำในการใช้เครื่องมือในการวิจัยและเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำวิจัย

ท้ายนี้ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบิดา-มารดา ทุกคนในครอบครัว และผู้มีส่วนเกี่ยวข้องทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้ตลอดมา

เพชรณี หอวิจิตร

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ.....	1
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
มินเอร์ล ไตรออกไซด์แอกริเกต หรือ เอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate; MTA).....	7
วัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer cement).....	10
ชนิดของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์.....	16
ความเข้ากันได้ทางชีวภาพของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์.....	17
วัสดุชีวกัมมันต์ (bioactive material)	17
วัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ – วัสดุชีวกัมมันต์.....	18
การประเมินความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดปลายรากฟัน.....	19
3 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	22
การสังเคราะห์โมโนแคลเซียมซิลิเกต.....	22
การเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย.....	22
การเลือกฟัน.....	24
การเตรียมฟัน.....	24
การเตรียมวัสดุในกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม.....	26
การศึกษาที่ 1 : การศึกษาความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆ กับผนังคลองรากฟัน.....	27
การศึกษาที่ 2 : การศึกษาความสามารถในการด้านการรั่วซึมของแบคทีเรียบริเวณ รอยต่อ ของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน.....	33
การเตรียมแบบจำลองเพื่อประเมินการรั่วซึมของแบคทีเรีย.....	34
การเตรียมเชื้อแบคทีเรีย.....	36

สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
4 ผลการศึกษา.....	39
การศึกษาที่ 1 การศึกษาความแนบสนิทของเอ็มทีเอ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และ วัสดุผสมระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกต กับผนังคลองรากฟัน.....	39
การศึกษาที่ 2 การศึกษาความสามารถในการต้านการรั่วซึมของแบคทีเรียบริเวณรอย ต่อของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน.....	47
5 อภิปรายผล.....	50
6 สรุปผลการวิจัย.....	55
บรรณานุกรม.....	56
ภาคผนวก.....	67
ประวัติย่อผู้วิจัย.....	83

บัญชีตาราง

ตาราง	หน้า
1 ส่วนประกอบทางเคมีของเอ็มทีเอสสีขาวและเอ็มทีเอสเทา.....	8
2 สารประกอบที่อยู่ในผลิตภัณฑ์แก้วของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม.....	11
3 ลำดับสารเคมีและปริมาณที่ใช้เตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย.....	23
4 ความเข้มข้นของไอออนในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายและ พลาสมาของเลือดมนุษย์.....	23
5 ปริมาณส่วนผงของแต่ละกลุ่มและอัตราส่วนของผงต่อของเหลวของกลุ่มการ ทดลองและกลุ่มควบคุม.....	27
6 แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน.....	43
7 แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันตาม แนวแกนยาว.....	46
8 แสดงเปรียบเทียบวันที่เกิดการรั่วซึมของแบคทีเรียในกลุ่มต่างๆ.....	48

บัญชีภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1 โครงสร้างของกรดที่เป็นส่วนประกอบของของเหลวที่มีกลุ่มคาร์บอกซิลประกอบ.....	11
2 ปฏิกริยาการก่อตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์.....	12
3 ลักษณะ โครงสร้างของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เมื่อแข็งตัวเต็มที่.....	13
4 ฟันภายหลังการตัดส่วนตัวฟันออก เหลือส่วนรากฟันยาว 14 มิลลิเมตร.....	24
5 ไฟล์ขยายคลองรากฟัน ชนิดเค-ทรี.....	25
6 เครื่องวัดระดับเบสิลยูซิลเวอร์เรซิพรอค.....	25
7 ภาพจำลองฟันที่คลองรากฟันได้รับการขยายด้วยไฟล์ขยายคลองรากฟัน ชนิดเค-ทรี จนถึงเบอร์ 40 ความสอบ 006 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร.....	26
8 ภาพจำลองฟันภายหลังการตัดปลายรากฟันออก 3 มิลลิเมตร.....	26
9 ภาพจำลองฟันที่ได้รับการเตรียมปลายรากฟันลึก 3 มิลลิเมตร.....	28
10 วัดความลึกของโพรงปลายรากฟันด้วยเครื่องมือตรวจปริทันต์.....	28
11 ก) Accudose Needle Tubes [®] (Centrix, Shelton, CT) และ ข) Messing gun (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland)	29
12 ก) ใบมีดผ่าตัด เบอร์ 12 ข) ตำแหน่งจุดอ้างอิงบริเวณปลายรากประมิน ขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันจากแบบ จำลองรากฟัน.....	30
13 แม่พิมพ์ที่ทำมาจากวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลไซลิกอนชนิดเหลว แสดงบริเวณ ปลายรากฟันที่มีจุดอ้างอิง 4 ตำแหน่ง.....	30
14 ตำแหน่งที่นำมาประมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับ ผนังคลองรากฟันจากแบบจำลองรากฟัน.....	30
15 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดชนิดส่องกราด(JEOL รุ่น JSM-6510LV)	31
16 ภาพจำลองแสดงขั้นตอนการเตรียมขึ้นรากฟันเพื่อศึกษาความแนบสนิท บริเวณปลายรากฟันภายหลังการตัดตามแนวยาว.....	32
17 ภาพจำลองตำแหน่งที่นำมาประมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟัน กับผนังคลองรากฟัน.....	32
18 ภาพจำลองฟันที่ได้รับการเตรียมปลายรากฟันขณะใส่กัศตาเพอร์ซาแท่งเอก.....	33
19 ภาพจำลองฟันภายหลังการทาน้ำยาทาเล็บ.....	34
20 รากฟันที่อยู่ภายในหลอดทดลองพลาสติกที่ตัดส่วนปลายออก.....	35

บัญชีภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
21 ผืนภีบริเวณรอยต่อระหว่างรากฟันและหลอดทดลองพลาสติกด้วยขี้ผึ้งเหนียว.....	35
22 โมเดลภาพแบบจำลองสองห้องในการทดสอบการรั่วซึมของแบคทีเรีย.....	36
23 อาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเบร็นฮาร์ตอินฟิวชัน ชนิดเหลว.....	37
24 เครื่องวัดความเข้มของแสง.....	37
25 ตัวอย่างแบบจำลองรากฟันที่ทำมาจากอีพอกซีเรซิน.....	39
26 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณปลายราก ที่ได้รับการอุดปลายรากด้วยวัสดุชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 65 และ 1,000 เท่า.....	41
27 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณรอยต่อระหว่าง ผนังคลองรากฟันกับวัสดุอุดปลายรากชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 1,000 เท่า.....	42
28 แผนภูมิแท่ง แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับ ผนังคลองรากฟันตามเมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์เทียบกับเมื่อเซารากฟันใน สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน.....	44
29 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด แสดงบริเวณรอยต่อ ระหว่างวัสดุอุดปลายรากกับผนังคลองราก ที่กำลังขยาย 1,000 เท่า.....	45
30 แผนภูมิแท่งแสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับ ผนังคลองรากฟันตามแนวแกนยาว.....	46
31 สีของอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่าง.....	47
32 ลักษณะ โคลโลนิของเชื้อแบคทีเรียชนิดเอ็นเทอโรค็อกคัสฟีคอลลิส ที่นำมา จากอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่าง.....	48
33 แผนภูมิแสดงอัตราการคงอยู่ของวัสดุในกลุ่มต่างๆ ตลอดระยะเวลา 60 วัน.....	49

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การทำศัลยกรรมปลายรากฟันประกอบด้วยหลายขั้นตอน รวมไปถึงการตัดส่วนปลายรากฟันและการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุอุดปลายรากฟัน การอุดย้อนปลายรากฟันมีวัตถุประสงค์เพื่อให้เกิดการผนึกที่ปลายรากฟัน (apical seal) เพื่อป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรียและผลผลิตพลอยได้ออกจากคลองรากฟันมารบกวนเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน Setzer และคณะ⁽¹⁾ รายงานอัตราความสำเร็จของงานศัลยกรรมปลายรากฟันในอดีต อยู่ที่ประมาณร้อยละ 59 ทั้งนี้เมื่อมีการพัฒนาเทคนิคและเครื่องมือ ทำให้อัตราความสำเร็จสูงขึ้น เป็นร้อยละ 95 จากการศึกษาแบบย้อนหลังของ Harty และคณะ⁽²⁾ พบว่าสาเหตุหลักที่ทำให้การศัลยกรรมปลายรากฟันล้มเหลวคือการผนึกของวัสดุอุดปลายรากฟันบริเวณปลายรากฟันไม่เพียงพอ ดังนั้นความสามารถในการปรับตัวให้แน่นแนบสนิทและความสามารถในการผนึก จึงเป็นสมบัติที่สำคัญของวัสดุอุดปลายรากฟัน โดยมีการนำวัสดุหลายชนิดมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน แต่ทั้งนี้ยังไม่มีวัสดุใดที่มีสมบัติได้ตามอุดมคติ

ในปัจจุบันเอ็มทีเอ (Mineral Trioxide Aggregate; MTA) เป็นวัสดุที่ได้รับการพิจารณาว่าเป็นวัสดุมาตรฐาน สำหรับวัสดุอุดปลายรากฟันและซ่อมรอยทะลุ (repair perforation material)^(3,4) เนื่องจากมีข้อดีและลักษณะเด่นสำคัญหลายประการเมื่อเทียบกับวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดอื่นๆ อาทิเช่น ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สมบัติการผนึกและความสามารถป้องกันการรั่วซึม⁽⁵⁾ ถึงแม้ว่าภายในโพรงปลายรากฟันจะมีเลือดปนเปื้อน เอ็มทีเอสามารถป้องกันการรั่วซึมได้ดีเหนือวัสดุชนิดอื่น⁽⁶⁾ จากการศึกษาของ Bozeman และคณะ⁽⁷⁾ แสดงให้เห็นว่าเอ็มทีเอมีความสามารถเหนียวทำให้เกิดชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นบนผิววัสดุ ซึ่งเป็นสมบัติที่ช่วยในการผนึกและช่วยในการเข้ากันทางชีวภาพของวัสดุ แต่อย่างไรก็ตาม เอ็มทีเอมีสมบัติบางประการที่ทำให้ใช้งานในทางคลินิกได้ยาก โดยเฉพาะเมื่อนำมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน ยกตัวอย่างเช่น เวลาก่อตัวที่นาน ทำให้ไม่สามารถทำงานในขั้นตอนต่อไปได้ทันที เนื่องจากอาจถูกชะล้างออกได้ง่ายด้วยของเหลวในร่างกาย (body fluid) ก่อนที่วัสดุจะแข็งตัว Torabinejad และคณะ⁽⁸⁾ พบว่าค่าเฉลี่ยเวลาก่อตัวของเอ็มทีเอคือ 2 ชั่วโมง 45 นาที (ท 5 นาที) ซึ่งนานกว่าทั้งอะมัลกัม (amalgam), ไโออาร์เอ็ม (Intermediate Restorative Material; IRM) และซูเปอร์อีบีเอ (super ethoxybenzoic acid; Super EBA) นอกจากนี้เอ็มทีเอจะมีลักษณะคล้ายทรายเปียกน้ำ (sandy consistency) เมื่อผสมเสร็จใหม่ ทำให้ไม่สามารถกดอัดได้ ทำให้ใช้งานค่อนข้างยาก⁽⁹⁾ รวมทั้งมีราคาสูง จึงได้มีการพยายามพัฒนาวัสดุชนิดอื่นๆ ขึ้นมาทดแทน

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer cement; GIC) เป็นอีควัสดุหนึ่งที่สามารถนำมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันได้ เนื่องจากสมบัติที่สามารถยึดติดกับโครงสร้างของฟัน^(10,11) อีกทั้งยังเป็นที่ยอมรับในเรื่องความเข้ากันได้ทางชีวภาพ^(12,13) แต่อย่างไรก็ตามเมื่อนำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน De Bruyne และ De Moor⁽¹⁴⁾ พบว่ามีข้อด้อยบางประการเมื่อนำไปใช้งานในคลินิก ยกตัวอย่างเช่น มีเวลาการทำงานจำกัด ความไวต่อความชื้นจากน้ำลายและเลือดในช่วงที่กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ยังไม่แข็งตัว ซึ่งจะมีผลต่อการยึดติดและสมบัติเชิงกลของวัสดุ^(15,16) ทำให้ต้องใช้ความชำนาญเป็นพิเศษ ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงได้มีการปรับปรุงและพัฒนากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ขึ้น หนึ่งในนั้นคือการปรับปรุงอัตราส่วนระหว่างส่วนผงต่อของเหลวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แบบดั้งเดิมให้สูงขึ้น โดยการลดปริมาณน้ำในส่วนประกอบ รวมทั้งลดขนาดอนุภาคแก้ว เรียกกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (High viscous glass ionomer cement) ยกตัวอย่างเช่น คีแทคโมลาร์ (Ketac™ Molar) และฟูจิ IX (Fuji™ IX) ทำให้มีระยะเวลาก่อตัวที่เร็วกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม ความแข็งแรงเชิงกลมากขึ้น รวมทั้งมีลักษณะกดอัดได้ (packable consistency)⁽¹⁷⁾ ส่วนในแง่ของความเข้ากันได้ทางชีวภาพของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เองเป็นที่ยอมรับอย่างแพร่หลายในทางคลินิก โดยเมื่อเทียบความเป็นพิษในกลุ่มของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เองแล้ว Costa และคณะ พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง คือทั้งคีแทคโมลาร์ และฟูจิ IX จะมีความเป็นพิษที่น้อยสุด⁽¹⁸⁾ ดังนั้นกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูงจึงน่าจะเป็นวัสดุที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน

ทั้งนี้การพัฒนาที่ผ่านมา ยังไม่ได้มีการพัฒนากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในแง่ของสมบัติชีวกัมมันต์ (bioactivity) ถึงแม้ว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะสามารถยึดกับทั้งเคลือบฟันและเนื้อฟันด้วยพันธะทางเคมี แต่ไม่สามารถก่อให้เกิดชั้นของอะพาไทต์ได้เหมือนวัสดุชีวกัมมันต์ได้ จึงได้มีการทดลองนำวัสดุชีวกัมมันต์ชนิดต่างๆ มาเติมลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เพื่อหวังผลให้วัสดุผสมชนิดที่เกิดขึ้นสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดชั้นของอะพาไทต์ Lucus และคณะ⁽¹⁹⁾ พบว่าการเติมไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สามารถพัฒนาสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์และความแข็งแรงต้านทานการแตกหักให้ดีขึ้น ซึ่งใกล้เคียงกับการศึกษาของ Moshaverinia และคณะ⁽²⁰⁾ ที่พบว่าการเติมไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะสามารถทำให้สมบัติเชิงกลดีขึ้นและทำให้มีความแข็งแรงยึดติดกับเนื้อฟันที่สูงขึ้น แต่ทั้งนี้ยังไม่มีวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชีวกัมมันต์ (bioactive glass ionomer cement) ที่เหมาะสม

ในปี 2000 และ 2002 Siriphannon และคณะ^(21,22) ได้สังเคราะห์โมโนแคลเซียมซิลิเกต (CaSiO_3 , CS) หรือ วอลลาสโตไนท์เทียม (pseudo-wollastonite) ขึ้นด้วยวิธีการตกตะกอนร่วม (co-precipitation method) โดยใส่โซเดียมไฮดรอกไซด์เพื่อให้เกิดปฏิกิริยาการตกตะกอน (precipitant) เมื่อทดลองนำวัสดุนี้ไปแช่ไว้ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid; SBF) พบว่าสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการก่อตัวของชั้นไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของวัสดุได้อย่างรวดเร็ว และ

ยังพบว่ามีความสามารถสร้างชั้นไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เร็วกว่าแคลเซียมซิลิเกตในรูปแบบอื่นๆ ทั้งนี้โมโนแคลเซียมซิลิเกตจะแข็งตัวด้วยปฏิกิริยากรด-ด่างซึ่งคล้ายกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

เมื่อไม่นานมานี้ Sangsawatpong และคณะ⁽²³⁾ ได้ทดลองนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตมาผสมลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง ในอัตราส่วนร้อยละ 10 30 และ 50 โดยน้ำหนัก เพื่อศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์และกิจกรรมทางชีวภาพ พบว่าการผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก สามารถพัฒนาสมบัติความเข้ากันทางชีวภาพและเหนียวทำให้เกิดการสร้างชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ อีกทั้งยังทำให้ค่าความเป็นกรดของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เข้าใกล้ความเป็นกลางมากขึ้น⁽²⁴⁾

ดังนั้นจึงเป็นที่น่าสนใจว่าหากนำวัสดุผสมดังกล่าวมาใช้เป็นวัสดุอุดคลองรากฟัน จะทำให้สมบัติการพ่นแตกต่างจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์หรือไม่ โดยศึกษาวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก ในด้านความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟันและการรั่วซึมของแบคทีเรีย

คำถามการวิจัย

วัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตจะมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและการรั่วซึมของแบคทีเรียแตกต่างจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเอ็มทีเอหรือไม่

ความมุ่งหมายของการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ตั้งความมุ่งหมายเพื่อเปรียบเทียบความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและการรั่วซึมของแบคทีเรียของวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก เทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเอ็มทีเอ

สมมติฐานการวิจัย

1. วัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก มีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันไม่แตกต่างจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเอ็มทีเอ
2. วัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก มีการรั่วซึมของแบคทีเรียไม่แตกต่างจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเอ็มทีเอ

ขอบเขตของการวิจัย

การทดลองนี้เป็นการทดลองภายในห้องปฏิบัติการ

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. ใช้ผู้ทดลองคนเดียวในการเตรียมชิ้นงานและดำเนินการวิจัย
2. กำหนดใช้วัสดุในแต่ละกลุ่มในรอบการผลิตเดียวกัน

กรอบแนวคิดในการวิจัย

ตัวแปรต้น

วัสดุอุปกรณ์

1. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์
2. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก
3. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก
4. เอ็มทีเอ



ตัวแปรตาม

ความสามารถในการฉีก

- ระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน
- การรั่วซึมของแบคทีเรีย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การทำศัลยกรรมปลายรากฟัน มีวัตถุประสงค์เพื่อกำจัดสาเหตุของโรคและส่งเสริมให้เกิดสภาพแวดล้อมที่เหมาะสมต่อการหายของแผล ซึ่งประกอบด้วยหลายขั้นตอน ได้แก่ การเปิดแผ่นเหงือก การกรอกระดูกเพื่อเข้าถึงบริเวณที่จะทำศัลยกรรม ทำให้สามารถกำจัดเนื้อเยื่อแกรนูเลชัน (granulation tissue) ตัดส่วนปลายรากฟัน (apicoectomy) ออก รวมถึงการกรอเตรียมส่วนปลายรากฟันให้เป็นโพรงฟัน และอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุอุดปลายรากฟัน⁽³⁾ พบว่าการอุดปลายรากฟันภายหลังการตัดปลายรากฟันส่งเสริมให้การพยากรณ์ของการทำศัลยกรรมปลายรากฟันดีขึ้น เมื่อเทียบกับฟันที่ไม่ได้รับการอุดปลายรากฟัน^(25,26) เนื่องจากความล้มเหลวของการรักษาคลองรากฟันส่วนใหญ่เกิดจากการรั่วซึมจากภายในคลองรากฟันออกมาที่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน ดังนั้นการอุดปลายรากฟันจะทำให้เกิดการผนึกและเกิดความแนบสนิทที่ปลายรากฟัน ป้องกันการรั่วซึมไม่ให้แบคทีเรียและผลผลิตพลอยได้ (by product) ออกจากคลองรากฟันเข้ามาบริเวณในส่วนของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน⁽²⁶⁾

ปัจจุบันมีการพัฒนาทั้งเทคนิคและเครื่องมือในการทำศัลยกรรมปลายรากฟัน รวมทั้งการใช้กล้องจุลทรรศน์ เรียกว่า endodontic microsurgery (EMS) ทำให้การทำศัลยกรรมปลายรากฟันมีอัตราความสำเร็จที่สูงขึ้นเมื่อเทียบกับการทำศัลยกรรมปลายรากฟันแบบดั้งเดิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีอัตราความสำเร็จร้อยละ 95 จากเดิมร้อยละ 59⁽¹⁾ พบว่าปัจจัยสำคัญที่มีผลต่ออัตราความสำเร็จของการทำศัลยกรรมเอ็นโดดอนติกส์คือ ความสามารถในการปรับตัวให้แนบแน่นสนิทและความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดปลายรากฟัน โดยวัสดุที่สามารถในการผนึกปลายรากฟัน จะมีอัตราความสำเร็จที่สูง^(2,27) ดังนั้นการเลือกวัสดุอุดปลายรากฟันจึงมีความสำคัญ Chong และ Pitt Ford⁽²⁸⁾ สรุปสมบัติของวัสดุอุดปลายรากฟันในอุดมคติไว้ว่า สามารถยึดกับเนื้อเยื่อของฟัน ปิดผนึกส่วนของปลายรากฟันได้ทั้ง 3 มิติ ไม่ส่งเสริมและยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ก่อโรครวมทั้งมีเสถียรภาพเชิงมิติ โดยที่ความชื้นไม่มีผลต่อวัสดุทั้งในขณะที่แข็งตัวและยังไม่แข็งตัว มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพต่อเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน ไม่มีความเป็นพิษ รวมทั้งควรใช้งานง่าย และมีสมบัติที่บ่งชี้ โดยมีการนำวัสดุหลายชนิดมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน ยกตัวอย่างเช่น อะมัลกัม, กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์, ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอล (zinc oxide eugenol), ไออาร์เอ็ม, ซูเปอร์อีบีเอ และเอ็มทีเอ เป็นต้น แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีวัสดุใดที่มีสมบัติตามอุดมคติอย่างสมบูรณ์

อะมัลกัมเป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในสมัยก่อน เนื่องจากมีข้อดีหลายประการ เช่น ใช้งานง่าย ราคาไม่แพง เป็นวัสดุที่บ่งชี้ สามารถกดอัดได้และปรับแต่งขอบวัสดุให้แนบได้ แต่อย่างไรก็ตาม อะมัลกัมมีข้อเสียได้แก่ ต้องมีส่วนยึดติดด้านการหลุด (retentive) ในการเตรียมโพรงฟัน เกิดการกัดกร่อน (corrosion) หากมีส่วนประกอบของทองแดงและสังกะสี⁽²⁹⁾ นำไปสู่การ

ร่วซึม จากการศึกษาของ Woo และคณะ⁽³⁰⁾ เปรียบเทียบความสามารถในการป้องกันการร่วซึมระหว่างกัทยาเพอร์ ซากับอะมัลกัม พบว่ากัทยาเพอร์สามารถป้องกันการร่วซึมได้ดีกว่าอะมัลกัมอย่างมีนัยสำคัญ และยังพบว่าเมื่อนำอะมัลกัมเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน มักทำให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบๆ วัสดุในระดับปานกลางถึงรุนแรง⁽³¹⁾ นอกจากนี้ในทางคลินิก ถ้ามีเศษของอะมัลกัมตกค้าง จะทำให้เกิดรอยดำจากอะมัลกัมขึ้นบนเนื้อเยื่อได้ (amalgam tattoo)⁽²⁸⁾ จากข้อเสียเหล่านี้ จึงไม่นิยมใช้อะมัลกัมเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน จึงได้มีการพัฒนาวัสดุในกลุ่มซิงก์ออกไซด์ยูจินอล ได้แก่ ไออาร์เอ็ม และ ซูเปอร์อีบีเอ เพื่อนำมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน

ไออาร์เอ็มและซูเปอร์อีบีเอ เป็นวัสดุที่ปรับปรุงมาจากซิงก์ออกไซด์ยูจินอล (zinc oxide eugenol) เนื่องจากถึงแม้ว่าจะมีการพ่นกัที่ดี แต่จะมีการละลายตัวสูงอยู่ในเนื้อเยื่อ มีเวลาก่อตัวที่นาน และมีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ (cytotoxicity) เนื่องจากมีการปล่อยยูจินอลออกมาในปริมาณสูงเมื่อมีการแข็งตัว⁽²⁸⁾ โดย ไออาร์เอ็มเป็นซิงก์ออกไซด์ยูจินอลที่มีการเติมพอลิเมทาไครเลต (polymethacrylate) เพื่อเสริมความแข็งแรงลงในส่วนผง ทำให้ลดการดูดน้ำและมีสมบัติความเข้ากับเนื้อเยื่อได้ดีขึ้น Dorn และ Gartner⁽³²⁾ พบว่าเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันเกิดปฏิกิริยาต้านการอักเสบต่อไออาร์เอ็มน้อยกว่าซิงก์ออกไซด์ยูจินอลธรรมดา แต่อย่างไรก็ตาม ไออาร์เอ็มยังคงมีการละลายตัวอยู่ จึงไม่ได้รับความนิยมมากนัก

ส่วนซูเปอร์อีบีเอจะมีการเติมอะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide) ลงไปในส่วนผง และกรดอีธอกซีเบนโซอิก (ethoxybenzoic acid, EBA) ในส่วนของเหลว เมื่อทำการผสมทั้งส่วนผงและส่วนเหลวพบว่า มีระยะเวลาแข็งตัวเร็วขึ้น และมีการละลายตัวลดลงและพบว่าค่าที่สุดในกลุ่มของซิงก์ออกไซด์ยูจินอล⁽²⁶⁾ O'Connor และคณะ⁽³³⁾ ศึกษาการร่วซึมเมื่อนำไออาร์เอ็มและซูเปอร์อีบีเอมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันเทียบกับอะมัลกัม พบว่าซูเปอร์อีบีเอป้องกันการร่วซึมได้ดีกว่าอะมัลกัม และทั้งไออาร์เอ็มและซูเปอร์อีบีเอจะมีความสามารถในการปิดผนึกได้ดีกว่าอะมัลกัมและกัทยาเพอร์ซาทีกัดด้วยความร้อน แต่ระหว่างไออาร์เอ็มและซูเปอร์อีบีเอนั้นแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ⁽³⁴⁾ ในด้านความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ Trope และคณะ⁽³⁵⁾ ได้ศึกษาวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆ วัสดุอุดปลายรากฟันสุนัข พบว่าทั้งไออาร์เอ็มและซูเปอร์อีบีเอจะทำให้เกิดการอักเสบเพียงเล็กน้อยและมีการตอบสนองของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันที่ดี แต่ทั้งนี้สภาพแวดล้อมรอบปลายรากฟันอาจมีผลกระทบต่อซูเปอร์อีบีเอได้ Arnold และคณะ⁽³⁶⁾ พบว่าซูเปอร์อีบีเอเกิดการสลายตัวของเมืออยู่ในสภาพแวดล้อมที่เป็นกรดและยังพบว่าเมื่อนำซูเปอร์อีบีเอมาใช้ในคลินิกแล้ว จะพบว่าใช้งานค่อนข้างยาก เนื่องจากมีความไวต่อความชื้น ทำให้แข็งตัวเร็วและติดเครื่องมือ อีกทั้งซูเปอร์อีบีเอจะยึดติดกับผนังคลองรากฟันได้ง่าย ทำให้ใส่เข้าไปในโพรงฟันได้ยากและอาจเกิดโพรงอากาศ (void) ขึ้นได้⁽²⁶⁾

เอ็มทีเอเป็นวัสดุบูรณะชนิดใหม่ที่พัฒนามาจากพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ ซึ่งปัจจุบันได้รับพิจารณาให้เป็นวัสดุมาตรฐาน สำหรับวัสดุอุดปลายรากฟันและซ่อมรอยทะลุ (repair perforation material)^(3,4) เอ็มทีเอเป็นที่ยอมรับและนิยมใช้เนื่องจากมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ มีสมบัติชีวกลัมมันต์

(bioactive property) ส่งเสริมการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง (promote mineralized tissue concentration) รวมทั้งมีสมบัติการผนึกและป้องกันการรั่วซึม (sealing and leakage protection property)^(5,37,38) ทำให้เอมทิเอมีสมบัติที่เหนือกว่าวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดอื่นๆ แต่อย่างไรก็ตามเอมทิเอมีสมบัติบางประการที่เป็นข้อด้อย ยกตัวอย่างเช่น มีเวลาก่อตัวที่นาน ทำให้ไม่สามารถทำงานในขั้นตอนต่อไปได้ในทันทีและทำให้ถูกชะล้างออกได้ง่ายด้วยของเหลวในร่างกายก่อนที่วัสดุจะแข็งตัว นอกจากนั้นเอมทิเอที่ผสมเสร็จใหม่จะมีลักษณะคล้ายทรายเปียกน้ำ (sandy consistency) ทำให้ขาดสมบัติการอัด (packable property) จึงใช้งานยากโดยเฉพาะเมื่อนำมาเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน⁽⁹⁾ อีกทั้งมีราคาสูงเนื่องจากการผลิตวัสดุนี้นั้นค่อนข้างซับซ้อน จึงได้มีการพยายามพัฒนาวัสดุนี้อื่นๆ ขึ้นมาทดแทน

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุอีกชนิดหนึ่งที่น่าสนใจใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน โดยสมบัติที่เด่นของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์คือ ความสามารถสร้างพันธะทางเคมี (chemical bond) ยึดติดกับโครงสร้างของฟัน (ทั้งเคลือบฟันและเนื้อฟัน)^(10,11) ซึ่งตามทฤษฎีแล้วน่าจะสามารถให้ความแนบสนิทและผนึกกับผนังคลองรากฟัน รวมไปถึงสามารถป้องกันการซึมผ่านของเชื้อจุลินทรีย์ได้ดี นอกจากนี้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ยังมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ^(12,13) ด้วยสมบัติเหล่านี้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จึงเป็นวัสดุที่น่าจะนำไปใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน แต่ทั้งนี้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม (conventional glass ionomer cement) มีข้อจำกัดบางประการเมื่อนำใช้งานในทางคลินิก เช่น ความไวต่อความชื้น มีความแข็งแรงต่ำ รวมทั้งมีเวลาในการแข็งตัวนาน ทำให้ยากต่อการใช้งานทางคลินิก⁽³⁹⁾ จากเหตุผลดังกล่าวจึงได้มีการพัฒนาและปรับปรุงอัตราส่วนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม เกิดเป็นกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดต่างๆ ขึ้นเพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานทางทันตกรรมสาขาต่างๆ

มินอรัลไตรออกไซด์แอกกรีเกต หรือ เอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate; MTA)

เอ็มทีเอเป็นวัสดุที่ถูกเสนอให้นำมาใช้ในทางทันตกรรมครั้งแรกในปี 1993 โดย Torabinejad และคณะ⁽³⁾ เพื่อเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน ในปี 1998 เอ็มทีเอได้ผ่านการรับรองจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา (Food and Drug Administration, FDA) สหรัฐอเมริกา และผลิตออกมาจำหน่ายในชื่อทางการค้าครั้งแรกว่า โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot MTA; Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA) ในช่วงแรกผงของเอ็มทีเอจะมีสีเทา หรือเรียกว่าเอ็มทีเอสีเทา (grey MTA; GMTA) จนเมื่อปี 2002 ได้ปรับปรุงให้ผงมีสีขาวเพื่อความสวยงามเรียกว่าเอ็มทีเอสีขาว (white MTA; WMTA)⁽⁴⁰⁾ แต่อย่างไรก็ตามเมื่อวิเคราะห์ส่วนประกอบทางเคมีของเอ็มทีเอ พบว่ามีความแตกต่างกันที่เอ็มทีเอสีขาวมีปริมาณอะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminium oxide; Al_2O_3), แมกนีเซียมออกไซด์ (magnesium oxide; MgO) และไอรอนออกไซด์ (iron oxide; FeO) ที่น้อยกว่าเอ็มทีเอสีเทาซึ่งน่าจะเป็นสาเหตุที่ทำให้ผงของเอ็มทีเอสีขาวมีสีที่ขาวขึ้น⁽⁴¹⁾ (ตาราง 1)

นอกจากนี้ยังพบว่าเอ็มทีเอสสีขาวจะไม่มีส่วนประกอบของเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ (tetracalcium aluminoferrite) ที่ทำให้วัสดุเป็นสีเทา⁽⁴²⁾ โดยเมื่อเทียบขนาดอนุภาคระหว่างเอ็มทีเอสสีขาว เอ็มทีเอสสีเทาและพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (Portland cement) พบว่าขนาดอนุภาคของเอ็มทีเอสสีขาวจะละเอียดและมีความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) มากกว่าเอ็มทีเอสสีเทาและพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ โดย Asgary และคณะ⁽⁴³⁾ ได้รายงานว่ขนาดอนุภาคของเอ็มทีเอสสีขาวเล็กกว่าเอ็มทีเอสสีเทาประมาณ 8 เท่า ขนาดของอนุภาคที่เล็กจะไปเพิ่มพื้นที่ในการสัมผัสกับของเหลวเวลาผสม และเมื่อไม่นานมานี้ได้มีการรายงานว่ขนาดอนุภาคของเอ็มทีเอสขนาดเล็กได้ถึง 1.5 ไมโครเมตร ซึ่งจะมีขนาดเล็กกว่าท่อเนื้อฟัน (dentinal tubule) อาจจะเป็นสาเหตุหนึ่งที่เอ็มทีเอสมีความสามารถในการรั้งซึมที่ดี⁽⁴⁴⁾ ยิ่งไปกว่านั้นอนุภาคที่มีขนาดเล็กจะทำให้พื้นผิวของวัสดุนั้นเรียบ ลดการระคายเคืองเมื่อสัมผัสกับเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิตได้⁽⁴⁵⁾

ตาราง 1 ส่วนประกอบทางเคมีของเอ็มทีเอสสีขาวและเอ็มทีเอสสีเทา (wt%)⁽⁴¹⁾

ส่วนประกอบ	WMTA	GMTA
CaO	44.23	40.45
SiO ₂	21.20	17.00
Bi ₂ O ₃	16.13	15.90
Al ₂ O ₃	1.92	4.26
MgO	1.35	3.10
SO ₃	0.53	0.51
Cl	0.43	0.43
FeO	0.40	4.39
P ₂ O ₅	0.21	0.18
TiO ₂	0.11	0.06
H ₂ O+CO ₂	14.49	13.72

ที่มา: Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. (2005) Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. J Endod 31(2):101-3.

แม้ว่าเอ็มทีเอสจะมีส่วนประกอบที่แตกต่างกันบางประการ แต่อย่างไรก็ตามส่วนประกอบหลักนั้นจะคล้ายคลึงกันโดยประกอบด้วยส่วนผงหลัก 3 ชนิดคือ ปูนซีเมนต์พอร์ตแลนด์ ร้อยละ 75 บิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide) ร้อยละ 20 และยิปซัม ร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก บิสมัทที่เติมเข้าไปเนื่องจากมีสมบัติทึบแสง ปูนซีเมนต์พอร์ตแลนด์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอสมี 4 ส่วนประกอบหลัก คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate; $3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) ไดแคลเซียมซิลิ

เกต (dicalcium silicate; $2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate; $3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) และเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรต์ (tetracalcium aluminoferrite; $(\text{CaO})_4 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$)⁽⁴⁵⁾

เมื่อนำผงของเอนทิเอผสมกับน้ำ จะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration reaction) ซึ่งเป็นการเติมน้ำเข้าไปในโมเลกุล โดยไตรแคลเซียมซิลิเกตจะเข้าทำปฏิกิริยากับน้ำอย่างรวดเร็ว แล้วเกิดเป็นเจลแคลเซียมซิลิเกต (C-S-H) ให้มีความแข็งแรงแก่วัสดุในระยะแรก ในเวลาต่อมาไดแคลเซียมซิลิเกตจะเป็นตัวทำปฏิกิริยาและให้ความแข็งแรงที่มากกว่า แล้วกลายเป็นโครงร่างแข็ง⁽⁴⁵⁾ ยังพบว่าจากการทำปฏิกิริยาของเอนทิเอกับน้ำจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ออกมา⁽⁴⁶⁾ ซึ่งทำให้ภายหลังจากผสมเสร็จ ค่าความเป็นกรด-ด่างที่สูง คือ 10.2 เมื่อเวลาผ่านไป 3 ชั่วโมง จะเพิ่มเป็น 12.5 และจากนั้นค่าความเป็นกรด-ด่างจะคงที่⁽²⁸⁾ นอกจากนี้แคลเซียมไฮดรอกไซด์จะเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดการเหนียวมา ให้สร้างเนื้อเยื่อแข็งขึ้นมา โดยเมื่อแคลเซียมไฮดรอกไซด์ทำกับปฏิกิริยาฟอสเฟตไอออนที่อยู่ในของเหลวในร่างกาย จะก่อตัวกลายเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้น^(7,47) จากการศึกษาของ Sarkar และคณะ⁽⁴⁷⁾ ได้นำเอนทิเอมาเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน พบว่าเอนทิเอจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ออกมา สัมผัสกับของเหลวในร่างกาย เหนียวมาให้เกิดการสร้างชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ อีกทั้งยังมีการศึกษายืนยันว่า เซลล์กระดูกสามารถยึดติด เพิ่มจำนวน และเปลี่ยนสภาพเซลล์ (differentiation) บนผิวของเอนทิเอได้ ทำให้เอนทิเอมีความสามารถในการกระตุ้นให้เกิดการสร้างของเคลือบรากฟัน (cementoconductivity) และกระดูก (osteoconductivity) ได้^(5,48,49) ดังนั้นเอนทิเอจึงถือว่าเป็นวัสดุชีวกัมมันต์ (bioactive material)

เมื่อดูในแง่ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ จากการศึกษาที่ผ่านมาได้ศึกษาถึงความเป็นพิษต่อเซลล์ของเอนทิเอเปรียบเทียบกับวัสดุชนิดต่างๆ โดยมีการใช้เซลล์ชนิดต่างๆ โดย Bonson และคณะ⁽⁵⁰⁾ ได้ศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของเอนทิเอปริทันต์และเหงือกในห้องปฏิบัติการ จากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าเอนทิเอสามารถทำให้เซลล์ไฟโบรบลาสต์ของเอนทิเอปริทันต์เพิ่มจำนวนได้ และยังพบว่าการแสดงออกของอัลคาไลน์ฟอสฟาเทส (alkaline phosphatase) ซึ่งเป็นตัวชี้วัดสำคัญที่แสดงถึงการสร้างของเนื้อเยื่อแข็ง ซึ่งสอดคล้องกับรายงานการศึกษาของ Thomson และคณะ⁽⁴⁹⁾ ที่แสดงให้เห็นว่าเอนทิเอสามารถให้เซลล์สร้างเคลือบรากฟัน (cementoblast) ยึดเกาะและเจริญเติบโตได้ รวมทั้งมีการแสดงออกของอัลคาไลน์ฟอสฟาเทสและออสติโอแคลซิน (osteocalcin) และเมื่อประเมินการตอบสนองของเซลล์กระดูกเบ้าฟันมนุษย์ต่อเอนทิเอ จากการศึกษาของ AL-Rabeah และคณะ⁽⁵¹⁾ รายงานว่าเซลล์สามารถยึดเกาะบนผิวเอนทิเอได้ภายใน 24 ชั่วโมง และแบ่งตัวเพิ่มจำนวนได้ โดยมีหลายการทดลองที่ศึกษาเปรียบเทียบความเข้ากันได้ทางชีวภาพระหว่างเอนทิเอกับวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดอื่นๆ พบว่าเอนทิเอมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่เหนือกว่าวัสดุชนิดอื่นๆ รวมทั้งกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ด้วย^(5,52-54) ดังเช่นการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽⁵⁵⁾ ได้แสดงให้เห็นว่าเอนทิเอมีความเป็นพิษต่อเซลล์ต่ำสุดทั้งเมื่อผสมเสร็จและแข็งตัว เมื่อเทียบกับอะมัลกัม ซูเปอร์อี

บีเอและไออาร์เอ็ม ซึ่งจะมีความเป็นพิษเพิ่มขึ้นตามลำดับ ส่วน Vajrabhaya และคณะ⁽⁵⁴⁾ ประเมินความเป็นพิษต่อเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ของมนุษย์ พบว่าทั้งกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดชนิดสูง ชนิดคิแทคโมลาร์ (Ketac Molar) และเอ็มทีเอจะไปยับยั้งการเจริญของเซลล์เอ็นอีคปริทันต์ โดยเมื่อประเมินจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตอยู่ พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดชนิดสูงจะเหลือจำนวนเซลล์ที่ต่ำกว่าเอ็มทีเอ ซึ่งแสดงว่าเอ็มทีเอมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดชนิดสูง

ในปัจจุบันจากสมบัติต่างๆข้างต้นทำให้เอ็มทีเอได้รับพิจารณาเป็นวัสดุมาตรฐานสำหรับวัสดุอุดปลายรากฟันและซ่อมรอยทะลุ^(3,4) แต่อย่างไรก็ตาม เมื่อนำเอ็มทีเอมาใช้ในทางคลินิกแล้ว พบว่าเอ็มทีเอมีข้อด้อยคือ เวลาก่อตัวที่นาน ทำให้ไม่สามารถทำงานในขั้นตอนต่อไปได้ในทันทีและทำให้ถูกชะล้างออกได้ง่ายด้วยของเหลวในร่างกายก่อนที่จะแข็งตัว นอกจากนี้เอ็มทีเอที่ผสมเสร็จใหม่จะมีลักษณะคล้ายทรายเปียกน้ำ จึงใช้งานค่อนข้างยากโดยเฉพาะเมื่อนำมาเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน⁽⁹⁾ อีกทั้งมีราคาสูงเนื่องจากการผลิตวัสดุชนิดนี้ค่อนข้างซับซ้อน

วัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ถูกแนะนำครั้งแรกโดย Wilson และ Kent ในปีค.ศ. 1972 มีชื่อเดิมคือ ASPA (Alumino-Silicate Polyacrylic acid) โดยเป็นการปรับปรุงพัฒนาจากซิลิเกตซีเมนต์ (silicate cement) ในส่วนผง คือ ผลึกแก้วฟลูออโรอะลูมิเนียมซิลิเกต (fluoroaluminosilicate glass) และซิงก์พอลิคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ (zinc polycarboxylate cement) ในส่วนของเหลว คือ กรดพอลิอะคริลิก (polyacrylic acid) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะเป็นวัสดุที่แข็งตัวภายหลังจากการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง (acid-based reaction) โดยมีน้ำเป็นตัวกลางในการเกิดปฏิกิริยา⁽⁵⁶⁾

ส่วนประกอบของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

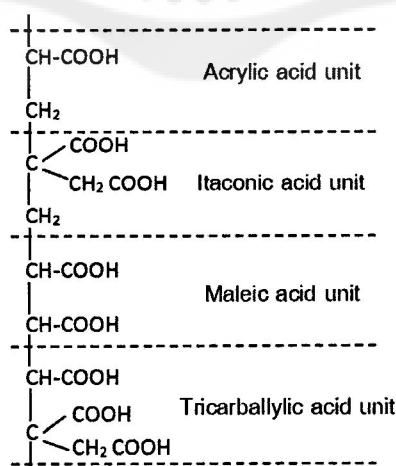
ส่วนผง: เป็นผลึกแก้วที่พัฒนามาจากส่วนผงของซิลิเกตซีเมนต์ ทั้งนี้แต่ละบริษัทได้มีการปรับปรุงให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีสมบัติที่ดีขึ้น ทำให้มีองค์ประกอบของผลึกแก้วในส่วนที่แตกต่างกัน ทั้งนี้ผลึกแก้วของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมจะเกิดจากการเผาสารเคมีต่างๆ โดยมีสารประกอบหลักที่เหมือนกัน⁽⁵⁷⁾ ดังที่แสดงในตาราง 2 นำสารประกอบต่างๆมาหลอมที่อุณหภูมิระหว่าง 1200 – 1550 องศาเซลเซียส จากนั้นทำให้เย็นอย่างรวดเร็ว นำมาบดให้อนุภาคของผลึกแก้วอยู่ระหว่าง 15 – 45 ไมโครเมตร ขึ้นกับวัตถุประสงค์ในการนำไปใช้งาน⁽⁵⁸⁾

ตาราง 2 สารประกอบที่อยู่ในผลึกแก้วของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม⁽⁵⁷⁾

สารประกอบ (compound)	องค์ประกอบ (ร้อยละ)
SiO ₂	41.9
Al ₂ O ₃	28.6
AlF ₃	1.6
CaF ₂	15.7
NaF	9.3
AlPO ₄	3.8

ที่มา: Smith DC. (1998) Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials 19(6):467-78.

ส่วนของเหลว: เป็นสารละลายที่ประกอบไปด้วยกรดหลายชนิด ในระยะแรกกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม มีองค์ประกอบหลักคือ กรดพอลิอะคริลิก ที่ละลายอยู่ในน้ำ แต่พบว่าเมื่อนำมาผสมกับส่วนผง จะมีความหนืดมาก เกิดเจล รวมทั้งมีระยะเวลาการก่อตัวที่นาน จากการที่กรดที่นำมาใช้นี้มีน้ำหนักโมเลกุลที่สูง ในปัจจุบันจึงได้มีการปรับปรุงโดยการเติมโคพอลิเมอร์ต่างๆ เช่น กรดอะคริลิก กรดอิทาโคนิก (itaconic acid) กรดมาเลอิก (polymaleic acid) และกรดไตรคาร์บอกซิลิก โดยกรดต่างๆที่ใส่ในของเหลวนี้อาจมีหมู่ฟังก์ชัน (group function) คือหมู่คาร์บอกซิล (carboxyl group) ที่เป็นตัวทำปฏิกิริยาเคมี (ภาพประกอบ 1) ทำให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีใช้ในท้องตลาดนั้นผสมได้ง่ายขึ้น ลดระยะเวลาการก่อตัว เพิ่มระยะเวลาทำงานและเกิดเจลได้น้อย⁽⁵⁷⁾

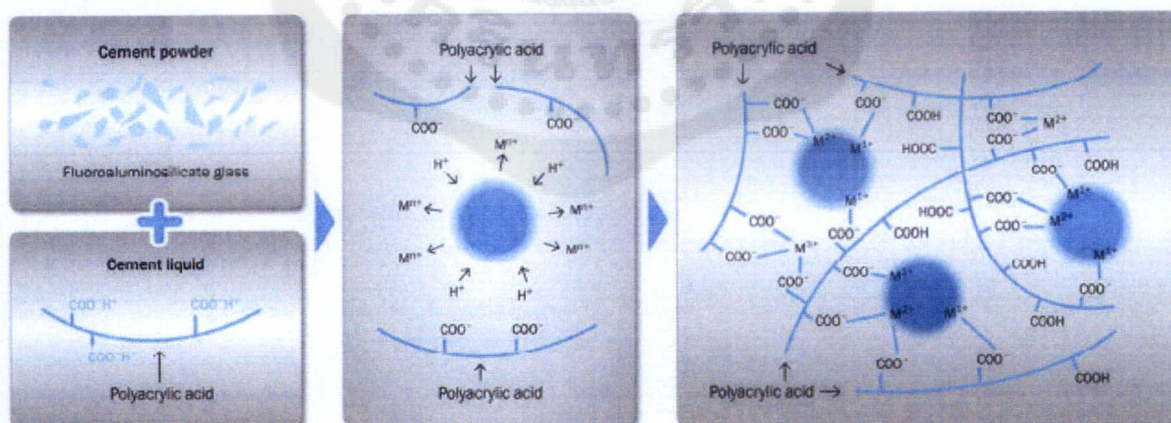


ภาพประกอบ 1 โครงสร้างของกรดที่เป็นส่วนประกอบของของเหลวที่มีกลุ่มคาร์บอกซิลประกอบ⁽⁵⁷⁾

ที่มา: Smith DC. (1998) Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials 19(6):467-78.

การเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (setting reaction)

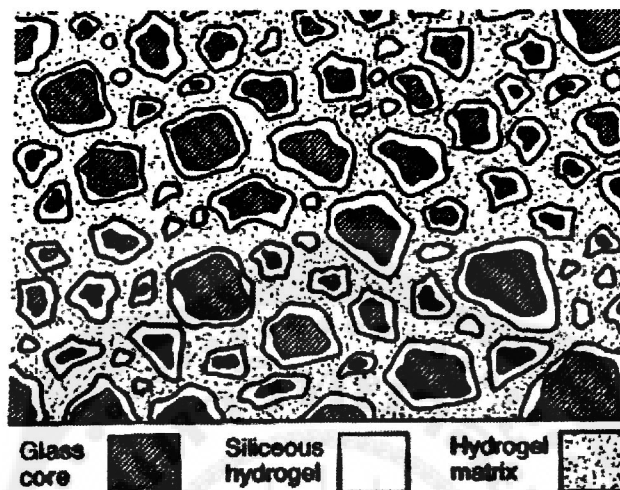
กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เกิดจากการทำปฏิกิริยาเคมี (chemical reaction) ระหว่างผลึกแก้วและกรด โดยมีน้ำเป็นตัวกลาง เกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง (ภาพประกอบ 2) ในระยะแรกเมื่อผสมส่วนผงและส่วนของเหลวเข้าด้วยกัน ไฮโดรเจนไอออนจากกรดจะเข้าทำปฏิกิริยาส่วนผิวของผลึกแก้วจะเกิดการปลดปล่อยประจุบวกของโลหะ (metal cation) ส่วนใหญ่จะเป็นอะลูมิเนียมไอออน (Al^{3+}) แคลเซียมไอออน (Ca^{2+}) และสตรอนเชียมไอออน (Sr^{2+}) โดยประจุบวกเหล่านี้จะเข้าทำปฏิกิริยากับหมู่คาร์บอกซิลของกรดพอลิอะคริลิก เกิดเป็นเกลือของกรด (polyacid salts) จะทำหน้าที่เป็นเมทริกซ์ (matrix) ขีดอนุภาคของผลึกแก้วเข้าไว้ด้วยกัน และส่วนผิวของผลึกแก้ว เกิดเป็นซิลิกาเจล (silica hydrogel) ⁽⁵⁹⁾ ในระยะแรกแคลเซียมไอออนจะถูกปลดปล่อยออกมาเร็วกว่าอะลูมิเนียมไอออน เนื่องมาจากการที่ขนาดไอออนของอะลูมิเนียมมีขนาดใหญ่ (5.0 นาโนเมตร) ทำให้อัตราการแพร่ (diffusion) ของไอออนผ่านซีเมนต์โซล (cement sol) ได้ช้ากว่าเมื่อเทียบกับแคลเซียม ⁽⁶⁰⁾ ทำให้ในระยะแรกเกลือของกรดที่เกิดขึ้นภายหลังจากการผสมเป็นแคลเซียมพอลิอะคริเลต (calcium polyacrylate) ซึ่งจะสามารถละลายในน้ำได้ง่าย ดังนั้นในระยะแรกของปฏิกิริยาการก่อตัวควรระวังไม่ให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สัมผัสน้ำ เนื่องจากจะทำให้วัสดุไม่แข็งแรงและสูญเสียความใส จากนั้นจะเกิดอะลูมิเนียมพอลิอะคริเลต (aluminium polyacrylate) ที่มีความเสถียร และแข็งแรงมากกว่าแคลเซียมพอลิอะคริเลต โดยเมื่อเวลาผ่านไป 24 ชั่วโมงภายหลังจากการผสม กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้น จากการเกิดการเชื่อมต่อนี้ (cross-linking) ของเมทริกซ์ และประจุลบเชื่อมต่อกันกลายเป็นสายประจุลบ (polyanion chain) ⁽⁵⁷⁾



ภาพประกอบ 2 ปฏิกิริยาการก่อตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ⁽⁵⁹⁾

ที่มา: Lohbauer U. (2009) Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends. Materials 3(1):76-96.

ดังนั้นลักษณะโครงสร้างของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เมื่อวัสดุแข็งตัวเต็มที่ ดังแสดงในภาพประกอบ 3 จะพบว่ามีส่วนแกนกลาง (core structure) ที่เป็นผลึกแก้วที่เหลือจากการทำปฏิกิริยา โดยจะถูกห่อหุ้มด้วยซิลิกาเจล ซึ่งเกิดจากการทำปฏิกิริยากรดคาร์บอกซิลิก (carboxylic acid) กับผิวของผลึกแก้ว และมีเมทริกซ์ที่เป็นเกลือของกรดล้อมรอบยึดส่วนของผลึกแก้วทั้งหมดไว้ด้วยกัน⁽⁵⁷⁾



ภาพประกอบ 3 ลักษณะโครงสร้างของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เมื่อแข็งตัวเต็มที่⁽⁶¹⁾

ที่มา: Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co; 1988.

เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมมีข้อจำกัดในการใช้งานในคลินิกบางประการ ดังที่กล่าวไว้ข้างต้นแล้ว ทำให้เกิดการพัฒนากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดต่างๆ ขึ้นมา เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานทางทันตกรรมแบบต่างๆ โดยจะแบ่งเป็น 3 ชนิดหลักๆ คือ

1. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เสริมแรงด้วยโลหะ (metal-reinforced glass ionomer cement)

เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมนั้นมีข้อจำกัดด้านความแข็งแรง ที่ไม่สามารถรับแรงปริมาณมากได้และเปราะ จึงมีการพัฒนาโดยการเติมส่วนของโลหะเงินผสมลงในส่วนผงผลึกแก้วฟลูออโรอะลูมิโนซิลิเกต หรือเผาผลึกแก้วกับโลหะเงินเข้าด้วยกัน จะเรียกว่า เซอร์เมต (Cermert)⁽⁶²⁾ การเติมโลหะลงไปในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ทำให้วัสดุมีความที่บร้งสีที่มากขึ้นกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม ใช้งานง่าย รวมทั้งมีความแข็งแรงที่ดีขึ้น แต่อย่างไรก็ตามความแข็งแรงด้านทานการแตกหัก (fracture toughness) ยังคงต่ำอยู่ ควรเลี่ยงการนำไปใช้บูรณะในบริเวณที่ต้องรับแรงบดเคี้ยวสูง อีกทั้งการเติมโลหะลงไป ทำให้สีที่แตกต่างจากสีฟันธรรมชาติ ออกสีเทาคล้ำๆ อดมัลกัม ไม่เหมาะสำหรับการบูรณะฟันหน้า⁽⁶³⁾ ยกตัวอย่างเช่น Miracle Mix[®], Ketac[®] silver และ Chelon-Silver เป็นต้น

2. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน (resin-modified glass ionomer cement; RMGIC)

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน เป็นอีกวิธีหนึ่งในการพัฒนากราสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เพื่อลดปัญหาด้านสมบัติเชิงกล การควบคุมเวลาการก่อตัว และความไวต่อความชื้น โดยมีการเติมเรซินโมโนเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้ เช่น ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลต (hydroxyethyl methacrylate; HEMA) บิสฟีนอล เอ (bisphenol A-glycidyl methacrylate Bis-GMA) และสารเริ่มปฏิกิริยาด้วยแสง (photo-initiator) ลงไปในส่วนของเหลวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม⁽⁶⁴⁾ ทำให้วัสดุชนิดนี้จะมีปฏิกิริยาการก่อตัว 2 ปฏิกิริยา คือ ปฏิกิริยากรด-ด่าง และปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบกระตุ้นด้วยเคมีแสง (photochemical polymerization)⁽⁶⁵⁾ ดังนั้นเมื่อกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน ถูกกระตุ้นด้วยแสงจะเริ่มเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวทันที เมื่อเปรียบเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม พบว่ามีเวลาในการทำงานมากขึ้น ความแข็งแรงมากขึ้น สามารถยึดติดกับเนื้อฟัน การละลายตัวต่ำลง รวมทั้งวัสดุมีความใสทำให้สวยงามขึ้น^(66,67) ยกตัวอย่างเช่น Vitremer, Vitrebond Photac-Fil[®] และ Fuji II LC เป็นต้น

3. กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (High viscous glass ionomer cement)

เป็นอีกวิธีในการพัฒนาสมบัติของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม โดยการปรับปรุงอัตราส่วนระหว่างส่วนผงต่อของเหลวให้สูงขึ้น (มากกว่า 3 : 1 โดยน้ำหนัก) โดยจะมีการเติมกรดพอลิอะคริลิกลงในส่วนผงและการลดขนาดอนุภาคของผลึกแก้ว^(17,68) ปฏิกิริยาการก่อตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง จะเป็นปฏิกิริยากรด-ด่าง เหมือนกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม จากการปรับปรุงวัสดุวิธีนี้ ทำให้วัสดุมีการก่อตัวที่เร็ว ลดความไวต่อความชื้นในระยะของการก่อตัวได้ รวมทั้งมีสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้น อาทิเช่น ความทนต่อการสึก (wear resistance) ความทนแรงอัด (compressive strength) ความทนแรงดัด (flexural strength) ความแข็งผิว (surface hardness) และการละลาย (solubility) เป็นต้น⁽¹⁰⁾ มีการนำวัสดุชนิดนี้มาใช้แทนอะมัลกัมในการบูรณะฟันหลัง ในงาน Atraumatic restorative treatment (ART) ยกตัวอย่างเช่น Ketac-Molar, Fuji IX เป็นต้น

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพเป็นสมบัติที่สำคัญของวัสดุอุดปลายรากฟัน เนื่องจากมีการสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อของร่างกาย มีการศึกษามากมายที่ศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดต่างๆ ซึ่งจะมีทั้งในภาวะเทียมนอกกาย (*in vitro*) และในร่างกายสิ่งมีชีวิต (*in vivo*) โดยจะพบว่าภายหลังจากผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เสร็จใหม่ๆ จะมีความเป็นพิษต่อเซลล์ และเมื่อกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ก่อตัวสมบูรณ์จะไม่มีผลต่อการเจริญของเซลล์เพาะเลี้ยงใน

ห้องทดลอง^(69,70) โดยความเป็นพิษที่เกิดขึ้นภายหลังจากผสมเสร็จใหม่ๆเกิดจากความเป็นกรดของ
 กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์รวมทั้งการปลดปล่อยฟลูออไรด์⁽⁷¹⁾ และเมื่อเวลาผ่านไปการอักเสบของ
 เนื้อเยื่อเหล่านั้นจะหายไป^(13,70) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Kawahara และคณะ⁽⁷²⁾ พบว่ากลาสไอ
 โอนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมเสร็จใหม่ๆจะไปยับยั้งการเพิ่มจำนวนของเซลล์ (cell proliferation) แต่ไม่ได้
 เป็นพิษต่อเซลล์ ทั้งนี้ได้มีการศึกษาถึงผลของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ต่อกระดูกและเนื้อเยื่อ โดยการ
 ฟังกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ลงในกระดูกพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ก่อให้เกิดการอักเสบใน
 ระยะแรก จากนั้นเมื่อระยะเวลาผ่านไปการอักเสบจะหายไปและมีการสร้างกระดูกใหม่ขึ้นมาทดแทน
⁽⁷³⁾ จากนั้น Callis และ Santini⁽¹³⁾ นำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ไปทดลองเป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน
 พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สามารถทำให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันได้ดีเมื่อเทียบ
 กับกัฏทาเพอร์ชากับซิลเลอร์ อีกทั้งยังพบว่าเศษชิ้นส่วนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่อยู่ในกระดูก
 นั้นจะไม่ขัดขวางกระบวนการหาย และเมื่อเปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ระหว่างซีเมนต์ต่างๆทาง
 ทันตกรรม พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดีกว่าซีเมนต์อื่นๆ (พอลิคาร์
 บอกซิเลตซีเมนต์และซิงค์ออกไซด์ ยูจีนอล)^(72,74)

ทั้งนี้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แต่ละชนิด มีสูตรทางเคมีที่แตกต่างกัน ซึ่งมีผลต่อความเข้า
 กันได้ทางชีวภาพ de Souza Costa และคณะ⁽¹⁸⁾ ศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างเนื้อฟัน
 (odontoblast cell line) ของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในท้องตลาด 5 ชนิด ด้วยวิธี MTT assay โดย
 แบ่งเป็นกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน (Vitrebond Vitremer และ Fuji II LC) และ
 กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (Ketac molar และ Fuji IX) พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์
 ชนิดหนืดสูงทั้ง 2 ชนิด มีความเป็นพิษต่อเซลล์ที่ต่ำกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเร
 ซิน เนื่องจากมีการปล่อยส่วนประกอบที่เป็นพิษออกมาและเมื่อส่องกล้องจุลทรรศน์ดูลักษณะของ
 เซลล์พบว่าในกลุ่มของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน เซลล์จะมีรูปร่างกลม เยื่อหุ้ม
 เซลล์แตก ซึ่งเป็นลักษณะของขบวนการตายของเซลล์ ซึ่งจะสอดคล้องกับหลายๆการศึกษาที่แสดงว่า
 กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปรด้วยเรซิน (Vitrebond และ Vitremer) มีความเป็นพิษต่อเซลล์ที่
 สูงกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดอื่นๆ⁽⁷⁵⁻⁷⁸⁾ ทั้งนี้สมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพนั้นเป็นสมบัติ
 ที่สำคัญของวัสดุอุดปลายรากฟัน ดังนั้นกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูงเป็นวัสดุที่น่าสนใจ
 นำไปพัฒนาต่อเพื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน อันเนื่องมาจากสมบัติทางกายภาพร่วมกับความเข้ากัน
 ได้กับเนื้อเยื่อร่างกายที่ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดอื่น

วัสดุชีวกัมมันต์ (bioactive material) – โมโนแคลเซียมซิลิเกต (monocalciumsilicate)

ในหลายช่วงทศวรรษที่ผ่านมาได้มีการคิดค้นและพัฒนาวัสดุชีวภาพ (biomaterial) เพื่อใช้ในการรักษาทางการแพทย์ เนื่องจากวัสดุชีวภาพเป็นวัสดุที่สามารถใช้ทดแทนส่วนหนึ่งส่วนใดของร่างกายมนุษย์ มีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สามารถแบ่งชนิดของวัสดุชีวภาพตามลักษณะการเกิดพันธะระหว่างวัสดุและเนื้อเยื่อได้ 4 ชนิด^(79,80) ดังต่อไปนี้

1. วัสดุที่มีสมบัติค่อนข้างเฉื่อย (nearly inert) คือวัสดุจะไม่ทำปฏิกิริยาใดๆกับเนื้อเยื่อร่างกาย โดยจะยึดติดกับร่างกายด้วยโครงสร้างทางกายภาพ ยกตัวอย่างเช่น อะลูมินา (alumina) เซอร์โคเนีย (zirconia) และพอลิเอทิลีน (polyethylene) เป็นต้น
2. วัสดุที่มีรูพรุน (porous) คือการที่เนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตแทรกเข้าไปในรูพรุนได้ ยกตัวอย่างเช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เคลือบบนโลหะที่มีรูพรุน เป็นต้น
3. วัสดุที่ไวต่อปฏิกิริยาชีวภาพ (bioactive) คือบริเวณผิวของวัสดุสามารถสร้างพันธะยึดติดเนื้อเยื่อได้ ยกตัวอย่างเช่น ไบโอแอคทีฟกลาส (bioactive glass) ไฮดรอกซีอะพาไทต์ และไบโอแอคทีฟกลาสเซรามิก (bioactive glass-ceramics) เป็นต้น
4. วัสดุที่สามารถละลายได้ (resorbable) คือการที่วัสดุจะละลายและถูกแทนที่ด้วยกระดูก ยกตัวอย่างเช่น ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (tricalcium phosphate; TCP) และพอลิแลคติกแอซิด (polylactic acid) เป็นต้น

ในงานสัลยกรรมเอ็นโดคอนติคส์ วัสดุชีวภาพชนิดที่ไวต่อปฏิกิริยาชีวภาพหรือที่เรียกว่า “วัสดุชีวกัมมันต์” (bioactive material) นั้นได้รับความสนใจและมีการพัฒนาขึ้นมาหลายชนิด เนื่องจากวัสดุชีวกัมมันต์จะมีการตอบสนองในลักษณะเฉพาะทางชีวภาพเกิดขึ้นที่บริเวณผิวรอยต่อของวัสดุและเนื้อเยื่อ เกิดการยึดติดระหว่างวัสดุและเนื้อเยื่อโดยรอบ โดยพบว่าเมื่อฝังวัสดุชีวกัมมันต์เข้าไปในร่างกายมนุษย์ จะมีปฏิกิริยากับกระดูกหรือเนื้อเยื่อโดยรอบ เกิดการแลกเปลี่ยนอิออนระหว่างวัสดุชีวกัมมันต์ที่ฝังอยู่และของเหลวในร่างกายที่อยู่รอบๆ ทำให้เกิดชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ส่งเสริมให้เกิดการเชื่อมกันระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุ⁽⁸⁰⁾

เซรามิกชีวกัมมันต์ (bioactive ceramic) เป็นหนึ่งในวัสดุชีวกัมมันต์ ซึ่งในระยะหลังมานี้ เซรามิกชีวกัมมันต์ได้รับความสนใจในการพัฒนามาใช้ทางการแพทย์เพื่อมาทดแทนหรือซ่อมแซมร่างกายมนุษย์ในส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อแข็ง โดยตัวอย่างเซรามิกชีวกัมมันต์ที่มีใช้มาในปัจจุบัน คือ ไฮดรอกซีอะพาไทต์สังเคราะห์ (synthetic hydroxyapatite) อะพาไทต์วอลลาสโตนิตโกลาสเซรามิก (apatite-wollastonite glass ceramic; A-W glass ceramic) และไบโอกลาส⁽⁸¹⁾ เนื่องจากสามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อได้ดีรวมทั้งยังมีความสามารถในการกระตุ้นให้เกิดการสร้างของกระดูกที่บริเวณผิวของวัสดุได้⁽⁸²⁾ ทั้งนี้หนึ่งในนั้นที่เป็นวัสดุที่ใช้อย่างแพร่หลายในกลุ่มเซรามิกแคลเซียมฟอสเฟต (calcium phosphate ceramic) ที่สังเคราะห์ขึ้นมา คือ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ เนื่องจากที่มีส่วนประกอบ

ทางเคมีคล้ายกับสาร อนินทรีย์ที่เป็นองค์ประกอบสำคัญในกระดูกและฟันของมนุษย์ จึงทำให้ได้รับความนิยมนำไปใช้งานทั้งทางการแพทย์และทางทันตกรรม

โมโนแคลเซียมซิลิเกต (CaSiO_3) หรือ วอลลาสโตไนท์ (wollastonite) เป็นหนึ่งในเซรามิกชีวภัณฑ์ ซึ่งในระยะหลังมานี้ได้รับความสนใจและศึกษาสมบัติต่างๆ เพื่อนำมาใช้ทางการแพทย์ โดยโมโนแคลเซียมซิลิเกตประกอบด้วยแคลเซียมออกไซด์ (CaO) และซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) เป็นแร่ที่เกิดขึ้นตามธรรมชาติสามารถพบได้ทั่วโลกแต่ปริมาณไม่มาก จึงได้มีการสังเคราะห์โมโนแคลเซียมซิลิเกตขึ้นในห้องปฏิบัติการเรียกว่า ซูโดวอลลาสโตไนท์ (pseudo-wollastonite) Siriphannon และคณะ^(21,83) ได้สังเคราะห์โมโนแคลเซียมซิลิเกตขึ้นมาด้วยวิธีการตกตะกอนร่วม โดยใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาในการตกตะกอน พบว่าในวันที่ 2 ของการแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย จะมีการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของโมโนแคลเซียมซิลิเกต มีลักษณะกลม ขนาดเล็ก โดยเกิดขึ้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นที่ผิวของโมโนแคลเซียมซิลิเกตได้อย่างรวดเร็ว (12 ไมโครเมตร/วัน) และสามารถคลุมผิวทั้งหมดได้ภายใน 5 วัน ซึ่งอัตราการสร้างของไฮดรอกซีอะพาไทต์นั้นจะเร็วกว่าแก้วหรือกลาสเซรามิกอื่นๆ^(21,22,83) รวมทั้งแคลเซียมซิลิเกตในรูปแบบอื่นๆ⁽⁸⁴⁾ อีกทั้งยังสามารถเกิดขึ้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ขึ้นที่ผิวของโมโนแคลเซียมซิลิเกตเมื่อแช่ในน้ำลายมนุษย์⁽⁸⁵⁾

เมื่อศึกษาสมบัติของโมโนแคลเซียมซิลิเกตในด้านความเข้ากันได้ทางชีวภาพ โดย Ni และคณะ⁽⁸⁴⁾ ได้ทดลองในห้องปฏิบัติการ โดยนำเซลล์กระดูก (osteoblastic-like cell) มาเลี้ยงบนโครงสร้างเป็นรูพรุนของโมโนแคลเซียมซิลิเกตเทียบกับไตรแคลเซียมฟอสเฟตเพื่อศึกษาการแบ่งตัวและเปลี่ยนแปลงของเซลล์ พบว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตมีความเข้ากันได้ดีกับเซลล์ โดยเซลล์สามารถยึดเกาะและแบ่งตัวเพิ่มจำนวนได้ อีกทั้งยังมีอัตราการแบ่งตัวของเซลล์ที่สูงกว่าที่ 3 และ 7 วันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อดูการสร้างเอนไซม์อัลคาไลน์ฟอสฟาเทสในเซลล์ออสทีโอเบลาสต์ พบการสร้างเอนไซม์อัลคาไลน์ฟอสฟาเทสของโมโนแคลเซียมซิลิเกตสูงกว่าไตรแคลเซียมฟอสเฟตอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ในเวลาต่อมา Lin และคณะ⁽⁸⁶⁾ ได้ศึกษาสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพโดยใช้เซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือดในไขกระดูก (bone marrow mesenchymal stem cell; MMSC) พบว่า 1 วันภายหลังจากเพาะเลี้ยงเซลล์บนโมโนแคลเซียมซิลิเกต เซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือดในไขกระดูกสามารถยึดเกาะและแผ่ไปบนโมโนแคลเซียมซิลิเกต และเมื่อวันที่ 5 เซลล์เพิ่มจำนวนขึ้นประมาณ 5 เท่า เมื่อเทียบกับวันที่ 1 จึงสรุปได้ว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ส่งเสริมให้เกิดการยึดเกาะและเพิ่มจำนวนของเซลล์ต้นกำเนิดเม็ดเลือดในไขกระดูก ดังนั้นจากสมบัติที่กล่าวข้างต้นได้มีการนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตมาใช้ในการซ่อมแซมกระดูก แต่ทั้งนี้เมื่อนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตมาใช้งานทางคลินิกจะพบว่ามีข้อเสียบางประการ คือการมีความเปราะ (brittleness) และความต้านทานการแตกหักต่ำ (low fracture toughness)⁽⁸¹⁾

ดังนั้นจึงได้มีการนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับพอลิเมอร์หรือวัสดุผสมชนิดต่างๆเพื่อพัฒนาสมบัติของวัสดุ Li และ Chang⁽⁸⁷⁾ ได้ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตเข้ากับพอลิไฮดรอกซีบิวทีเรต-พอลิไฮดรอกซีวาลเอเรต หรือพีเอชบีวี (polyhydroxybutyrate-polyhydroxyvalerate; PHBV) ได้แสดงให้เห็นว่าวัสดุผสมมีสมบัติชีวกัมมันต์ที่ดี สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างชั้นของอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของวัสดุผสมได้เมื่อแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายได้ภายใน 4 วัน และเพิ่มสมบัติชอบน้ำของพีเอชบีวีด้วย และจากการศึกษาของ Monvisade และคณะ⁽⁸⁸⁾ นำโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (polymethyl methacrylate) พบว่ามีค่าความทนแรงอัด (compressive strength) สูงกว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตอย่างเดียวถึง 30 เท่า โดยวัสดุผสมนี้มีค่าความทนแรงอัดที่อยู่ในช่วงของกระดูกเนื้อแน่น (cortical bone)

วัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ - วัสดุชีวกัมมันต์

เป็นอีกหนึ่งวิธีในการพัฒนาสมบัติของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์โดยการผสมวัสดุชีวภาพชนิดต่างๆมาผสมลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ เพื่อให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพและสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้นรวมทั้งมีสมบัติชีวกัมมันต์ โดยจากการศึกษาส่วนใหญ่ที่ผ่านมามีวัสดุชีวกัมมันต์ที่ใช้จะเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์^(19,89,90) มีการศึกษาจำนวนมากที่แสดงให้เห็นว่าการเติมอนุภาคของไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงในส่วนผงของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์นั้น ทำให้มีสมบัติต่างๆดีขึ้น Lucas และคณะ⁽¹⁹⁾ ได้มีการผสมผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงในผงของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (Fuji IX GP[®]) พบว่าการเติมผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงไป จะทำให้ความแข็งแรงด้านทานการแตกหักสูงขึ้นอย่างมีนัยยะหลังจากการผสมไปแล้ว 15 นาที และ 24 ชั่วโมง และมีความแข็งแรงยึดติด (bond strength) กับเนื้อฟันที่ใกล้เคียงกับกลุ่มควบคุม อีกทั้งยังพบว่าไม่ขัดขวางการปลดปล่อยฟลูออไรด์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Arita และคณะ^(89,90) ซึ่งทำการศึกษาสมบัติเชิงกลของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (Fuji IX GP[®]) ที่ผสมไฮดรอกซีอะพาไทต์ลักษณะต่างๆ และในอัตราส่วนผงต่อของเหลวที่แตกต่างกัน พบว่าวัสดุผสมจะมีความทนแรงดัด (flexural strength) ที่สูงขึ้น ส่วน Moshaverinia และคณะ⁽²⁰⁾ ศึกษาผลของการเติมไฮดรอกซีอะพาไทต์และฟลูออโรอะพาไทต์ลงไปในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ พบว่าสมบัติเชิงกลดีขึ้น (ความทนแรงอัด ความทนแรงดึงและความทนแรงดัด) และทำให้มีความแข็งแรงยึดติดกับเนื้อฟันที่สูงขึ้น

เมื่อไม่นานมานี้ Sangsawatpong และคณะ⁽²³⁾ ได้นำเอาโมโนแคลเซียมซิลิเกตมาเติมลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง ในอัตราส่วนต่างๆ คือ ร้อยละ 10 30 และ 50 โดยนำหนักเพื่อศึกษาเปรียบเทียบกิจกรรมทางชีวภาพและความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเอมทิเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ พบว่ากลุ่มที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก ทำให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดีขึ้น ส่วนในกลุ่มมีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก สามารถสร้างชั้นของของไฮดรอกซีอะพาไทต์ แสดงถึงการมีกิจกรรมทางชีวภาพ ในเวลาต่อมา

Pothiraksanont และคณะ⁽²⁴⁾ ได้ศึกษาสมบัติทางกายภาพและเชิงกลของวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และโมโนแคลเซียมซิลิเกต พบว่าการผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงไปทำให้ค่าความเป็นกรดของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีค่าเข้าใกล้ความเป็นกลางมากขึ้น ตามปริมาณของโมโนแคลเซียมซิลิเกต โดยมีค่าความเป็นกรด-ด่าง ประมาณ 5 - 6 และเมื่อทดสอบด้านความทนแรงอัด พบว่าใน 24 ชั่วโมงแรก กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต จะมีค่าความทนแรงอัดที่สูงกว่าเอมทิเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยค่าความทนแรงอัดของวัสดุที่ใช้ในการทดลองจะมีแนวโน้มมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ยกเว้นกลุ่มที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก พบว่าจะมีค่าลดลงในวันที่ 21 จากนั้นมีค่าไม่เปลี่ยนแปลง จากสมบัติข้างต้นของวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกต ดังนั้นในการศึกษานี้สนใจที่จะนำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมมาประยุกต์เพื่อนำไปใช้ในงานเอ็นโดดอนต์ดิสค์เพื่อพัฒนาเป็นวัสดุอุดปลายรากฟันต่อไป

การประเมินความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดปลายรากฟัน

วิธีในการประเมินความสามารถในการผนึกของวัสดุอุดปลายรากฟันโดยส่วนใหญ่จะเป็นศึกษาในห้องปฏิบัติการ โดยสามารถทำได้โดยการวัดปริมาณการรั่วซึมของสารที่แทรกซึมเข้าไปในคลองรากฟัน สารที่ใช้ในการศึกษาส่วนใหญ่จะเป็นสีย้อม (dye)^(6,91,92) ไอโซโทปกัมมันตรังสี (radioisotope)^(93,94) แบคทีเรีย⁽⁹⁵⁾ รวมถึงประเมินการซึมผ่านของของเหลว (fluid filtration)⁽⁹⁶⁾ โดยการศึกษาวิธีเหล่านี้ วัสดุอุดปลายรากฟันไม่ได้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรือของเหลวในร่างกาย

การศึกษาการรั่วซึมสีย้อม

ในการศึกษาการรั่วซึมสีย้อมของวัสดุอุดปลายรากฟันถูกเสนอใช้ครั้งแรกโดย Grossman ในปี 1939 การศึกษาชนิดนี้มีความนิยมใช้อย่างแพร่หลาย เนื่องจากไม่ยุ่งยากและราคาถูก โดยมีการนำสีย้อมหลายชนิดมาใช้ในการศึกษา ยกตัวอย่างเช่น เมทิลีนบลู (methylene blue) โรดามีน บี (rhodamine B) ซิลเวอร์ไนเตรต (silver nitrate) และหมึกอินเดีย (India ink) เป็นต้น แต่ทั้งนี้พบว่าขนาดโมเลกุลของสีย้อม ความเป็นกรด-ด่าง และปฏิกิริยาเคมี (chemical reactivity) อาจจะมีผลต่อปริมาณการรั่วซึมของสีย้อมได้⁽⁹⁷⁾ ยกตัวอย่างเช่น เมทิลีนบลูสามารถถูกละลายไปได้ระหว่างกระบวนการละลายแร่ธาตุและทำฟันใส ทำให้ผลที่ได้ไม่น่าเชื่อถือ⁽⁹⁸⁾ อีกทั้งในการวัดขนาดปริมาณสีย้อมที่รั่วซึม ฟันจะถูกตัดตามแนวยาว (longitudinal) แนวขวาง (transversely) เพื่อบันทึกระยะที่สีย้อมรั่วซึมไป แต่บริเวณที่ตัดนั้นเป็นการสุ่มตัด ซึ่งอาจจะไม่ใช่บริเวณที่สีย้อมนั้นรั่วซึมไปไกลที่สุด ทำให้ได้ผลที่ไม่สะท้อนการรั่วซึมจริงของตัวอย่างนั้นๆ

การศึกษาการรั่วซึมไอโซโทปกัมมันตรังสี

มีการนำไอโซโทปกัมมันตรังสีมาใช้ในการศึกษาความสามารถในการซึมผ่านของโครงสร้างฟันครั้งแรกในปี 1950 โดย Wainwright และ Lemoine⁽⁹⁹⁾ ต่อมา Dow และคณะ⁽⁹³⁾ ได้ใช้

ไอโซโทปกัมมันตรังสีของธาตุไอโอดีน-131 (radioactive iodine-131) ที่อยู่ในรูปของสารละลายได้ในการศึกษา พบว่าสามารถซึมผ่านคลองรากฟันที่ได้รับการอุดได้ โดยการปล่อยรังสีของไอโซโทปกัมมันตรังสีจะสามารถประเมินได้จากการถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์ม เรียกกระบวนการนี้ว่า 'autoradiography' ต่อมาได้มีการพัฒนาการสร้างภาพบนฟิล์มเพื่อนำมาใช้เป็นตัวบ่งชี้ในการศึกษาการรั่วซึม ทั้งนี้มีการนำไอโซโทปกัมมันตรังสีหลายชนิดมาใช้ในการศึกษา ยกตัวอย่างเช่น ไอโซโทปกัมมันตรังสีของธาตุคาร์บอน-14 แคลเซียม-45 และไอโอดีน-125 เป็นต้น⁽⁹⁴⁾ จึงได้มีการพัฒนาและนำไอโซโทปกัมมันตรังสีมาใช้ในการศึกษาเนื่องจากมีแนวโน้มที่สามารถซึมผ่านได้ดีกว่าการใช้สีย้อม แต่อย่างไรก็ตาม จากผลการศึกษาของ Matloff และคณะ⁽⁹⁴⁾ แสดงให้เห็นว่ามีความแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยระหว่างไอโซโทปกัมมันตรังสีและสีย้อมในการศึกษาการรั่วซึม

เทคนิคการซึมผ่านของของเหลว (fluid filtration)

เป็นการประเมินความสามารถในการผนึกโดยการวัดการเคลื่อนที่ของฟองอากาศภายในท่อรูเข็ม (capillary tube) ถูกพัฒนาขึ้นโดย Pashley⁽¹⁰⁰⁾ ในปี 1987 โดยในเวลาต่อมา Wu และคณะ⁽¹⁰¹⁾ ได้ดัดแปรเพื่อมาใช้ในการงานคลองรากฟัน ซึ่งวิธีจะมีข้อดีหลายอย่างเมื่อเทียบกับการใช้สีย้อม ยกตัวอย่างเช่น สามารถประเมินความสามารถในการผนึกทั้งส่วนของรากฟันและตัวฟัน โดยไม่ต้องทำลายชิ้นฟันตัวอย่าง อีกทั้งมีการบันทึกผลแบบอัตโนมัติ ทำให้ได้ผลที่เที่ยงและไวกว่าการใช้สีย้อม⁽¹⁰²⁾ แต่อย่างไรก็ตามวัสดุและวิธีดำเนินการทดลองของการศึกษาชนิดนี้ไม่มีมาตรฐานที่แน่นอน อาทิเช่นความดันที่ใช้ใน มีตั้งแต่ 10 ถึง 20 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว (psi) และเวลาที่ใช้ในการวัด มีตั้งแต่ 1 นาที จนถึง 3 ชั่วโมง ซึ่งอาจจะทำให้ผลที่เกิดขึ้นต่างกันได้ ดังนั้นจะเห็นได้ว่ามีหลายตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อผลการศึกษา โดยมีตั้งแต่เส้นผ่านศูนย์กลางของท่อรูเข็มที่ใส่ฟองอากาศ ขนาดของฟองอากาศ ระยะเวลาที่ศึกษา รวมไปถึงความดันที่ใช้⁽¹⁰³⁾

การศึกษาการรั่วซึมแบคทีเรีย

เป็นการใช้แบคทีเรียในการประเมินเนื่องจากการเป็นการจำลองลักษณะทางคลินิกได้ใกล้เคียงกว่า รวมทั้งมีหลายการศึกษาชี้ว่าการประเมินการรั่วซึมด้วยแบคทีเรียให้ผลที่น่าเชื่อถือและมีความสำคัญทางคลินิกที่เหนือกว่าการใช้สีย้อม⁽¹⁰⁴⁻¹⁰⁶⁾ จึงเป็นอีกวิธีที่นิยมแพร่หลายในการศึกษาการรั่วซึม ในปี 1980 Goldman และคณะ⁽¹⁰⁵⁾ ได้เสนอการศึกษาการรั่วซึมแบคทีเรียด้วยแบบจำลองสองห้อง (dual chamber model) ประกอบด้วยแบบจำลองห้องบนที่บรรจุแบคทีเรียและแบบจำลองห้องล่างที่ปราศจากแบคทีเรีย โดยเมื่อเกิดการรั่วซึมผ่านชั้นทดลองจะเกิดการพุ่งของอาหารเลี้ยงเชื้อในจำลองห้องล่าง ทั้งนี้มีแบคทีเรียหลายชนิดที่นำมาใช้ในการประเมินการรั่วซึมแบคทีเรีย ยกตัวอย่างเช่น สเตรปโตคอคคัส อีพิดีเดอร์มิดีส (*Staphylococcus epidermidis*)⁽¹⁰⁷⁾ สเตรปโตคอคคัส ซาลิวาเรียส (*streptococcus salivarius*)⁽¹⁰⁸⁾ เอ็นเทอโรคอคคัส ฟีคอลลิส (*Enterococcus faecalis*)^(95,109) และสเตรปโตคอคคัส มิวเทนส์ (*straptococcus mutans*)⁽¹¹⁰⁾ เป็นต้น โดยมีการนิยมใช้เชื้อแบคทีเรียชนิด

Enterococcus faecalis ในการศึกษา เนื่องจากเป็นเชื้อที่มักพบในคลองรากฟันที่ติดเชื้อเรื้อรังหรือคลองรากฟันที่รักษาล้มเหลวรวมทั้งเป็นเชื้อแบคทีเรียประจำถิ่น^(111,112)

เมื่อไม่นานมานี้ Lodiene และคณะ⁽⁹⁵⁾ ได้ศึกษาความสามารถในการผนึกโดยเปรียบเทียบระหว่างเอ็มทีเอ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และเรซิน คอมโพสิต ซึ่งทดลองด้วยการประเมินการรั่วซึมแบคทีเรีย โดยใช้เชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* จากนั้นบันทึกวันที่เกิดการรั่วซึมพบว่าเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สามารถป้องกันการรั่วซึมได้ดีกว่าเรซิน คอมโพสิตเกิดการรั่วซึมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยความแตกต่างระหว่างเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Tselnik และคณะ⁽¹¹³⁾ ที่นำเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มาทดลองเปรียบเทียบความสามารถในการป้องกันการรั่วซึมโดยใช้วิธีการรั่วซึมแบคทีเรีย พบว่าการรั่วซึมของกลุ่มเอ็มทีเอและกลุ่มกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์นั้นไม่แตกต่างกันทางสถิติ

การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope; SEM)

เป็นการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดเป็นการประเมินวัสดุโดยตรงเพื่อประเมินความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน โดยพิจารณาจากช่องว่างที่เกิดขึ้นระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลอง แต่ทั้งนี้การศึกษานี้จะมีข้อจำกัดเนื่องจากขบวนการต่างๆในการเตรียมชิ้นงานรวมทั้งการทำให้แห้ง ซึ่งอาจทำให้เกิดรอยร้าวบริเวณขอบของวัสดุอุดปลายรากฟัน ทำให้ได้ข้อมูลที่ผิดพลาด ดังนั้นเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดข้อผิดพลาดดังกล่าว Stabholz และคณะ⁽¹¹⁴⁾ ได้เสนอวิธีโดยอ้อม (indirect technique) โดยเป็นการสร้างแบบจำลอง (replica) ส่วนของปลายรากฟันขึ้นมา เพื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแทนการใช้ชิ้นงานของจริง ซึ่งวิธีนี้จะสามารถทำการประเมินความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันได้เฉพาะด้านปลายรากฟันเท่านั้น Torabinejad และคณะ⁽³⁷⁾ ได้เพิ่มการตัดปลายรากฟันแนวยาวเพิ่มเติม เพื่อประเมินความแนบสนิทของวัสดุภายในตัวฟันทำให้ได้ข้อมูลที่เพิ่มขึ้น

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

วิธีดำเนินการวิจัย

การสังเคราะห์โมโนแคลเซียมซิลิเกต

ผงของโมโนแคลเซียมซิลิเกตสังเคราะห์มาจากวิธีการเตรียมของ Siriphannon และคณะ⁽²²⁾ มีวิธีเตรียมโดยสังเขปดังนี้ สารตั้งต้นที่ใช้คือ แคลเซียมไนเตรดเตตระไฮเดรต ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) เตตระเอทิลออร์โทซิลิเกต ($\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$, TEOS) โดยใช้เอทานอล (ethanol) 500 มิลลิลิตร เป็นตัวทำละลาย และปรับความเข้มข้นให้ได้ 0.2 โมล/ลิตร ผสมสารให้เข้ากันด้วยเครื่องกวนแม่เหล็ก (magnetic stirrer) เป็นเวลา 2 ชม. จากนั้นทำให้ตกตะกอนโดยใช้วิธีการตกตะกอนร่วม (co-precipitation) โดยใช้โซเดียมไฮดรอกไซด์ (NaOH) 0.33 โมล/ลิตร กรองตะกอนที่เกิดขึ้น ล้างตะกอนด้วยน้ำกลั่น 2 รอบ ทำให้ตะกอนแห้งโดยอบในเตาอบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เผาแคลไซน์ (calcined) ที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง นำผงไปร่อนผ่านตะแกรงขนาด 230 เมช (mesh) (≤ 63 ไมครอน)

การเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (Simulated Body Fluid, SBF)

สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นสารละลายที่ผสมขึ้นมาให้มีปริมาณความเข้มข้นของไอออนต่างๆ และค่าความเป็นกรด-ด่างที่ใกล้เคียงกับของพลาสมาของเลือดมนุษย์ (human blood plasma) โดยจะเตรียมสารละลายตามระเบียบวิธีของ Kokubo (Kokubo protocol)⁽¹¹⁵⁾ เริ่มจากการใส่สารเคมีทีละตัวตามลำดับ ดังที่แสดงในตาราง 3 ลงในน้ำปราศจากไอออน (deionized water) 700 มิลลิลิตร ทำให้ละลายด้วยเครื่องกวนแม่เหล็ก โดยให้สารเคมีละลายหมดก่อนที่จะใส่สารตัวถัดไป ปรับค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH) ให้ได้ 7.4 ด้วย สารละลายกรดเกลือ (HCl solution) จากนั้นเติมน้ำปราศจากไอออนเพื่อให้ได้ปริมาตรสารละลายทั้งหมดเป็น 1 ลิตร สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายที่เตรียมขึ้นมาจะมีปริมาณไอออนต่างๆ ดังแสดงในตาราง 4

ตาราง 3 ลำดับสารเคมีและปริมาณที่ใช้เตรียมสารละลายจำลองกล้ายของเหลวในร่างกาย⁽¹¹⁵⁾

ลำดับ	สารเคมี	ปริมาณ
1	NaCl	7.996 กรัม
2	NaHCO ₃	0.350 กรัม
3	KCl	0.224 กรัม
4	K ₂ HPO ₄ •3H ₂ O	0.174 กรัม
5	MgCl ₂ •6H ₂ O	0.306 กรัม
6	1M - HCl	40 มิลลิลิตร
7	CaCl ₂	0.278 กรัม
8	Na ₂ SO ₄	0.072 กรัม
9	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6.058 กรัม
10	1M - HCl	ปรับให้ได้ความเป็นกรดต่างเป็น 7.4

ที่มา: Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. (1990) Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. J Biomed Mater Res 24(6):721-34.

ตาราง 4 ความเข้มข้นของไอออนในสารละลายจำลองกล้ายของเหลวในร่างกาย และพลาสมาของเลือดมนุษย์ (mM)⁽¹¹⁵⁾

ไอออน	Na ⁺	K ⁺	Mg ²⁺	Ca ²⁺	Cl ⁻	HCO ³⁻	HPO ₄ ²⁻	SO ₄ ²⁻
สารละลาย SBF	142.0	5.0	1.5	2.5	148.8	4.2	1.0	0.5
พลาสมาของเลือดมนุษย์	142.0	5.0	1.5	2.5	103.0	27.0	1.0	0.5

ที่มา: Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. (1990) Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. J Biomed Mater Res 24(6):721-34.

การเลือกฟัน

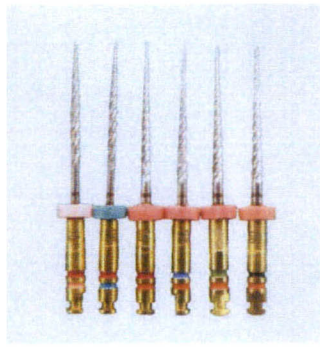
ฟันที่ใช้ในการทดลองเลือกจากฟันกรามน้อยล่างแท้ของมนุษย์ (mandibular premolar teeth) จำนวน 126 ซี่ ที่ถูกถอนออกมา เนื่องจากฟันผุทะลุโพรงเนื้อเยื่อในหรือโรคปริทันต์ ความยาวของรากฟันต้องมากกว่า 14 มิลลิเมตร ทำความสะอาดผิวฟันด้านนอก กำจัดเนื้อเยื่อที่ติดฟันออกโดยใช้เครื่องมือขูด (curette) และเก็บฟันในสารละลายไทมอล (thymol) ความเข้มข้นร้อยละ 0.1 จนกว่าจะเริ่มการทดลอง เพื่อฆ่าเชื้อก่อนที่จะนำมาทำการทดลอง โดยฟันที่ศึกษาจะต้องมีการเจริญของรากฟันที่สมบูรณ์ รากฟันตรง ไม่มีรอยร้าว (crack) หรือแตกหัก (fracture) ของรากฟัน ไม่มีการละลายที่ปลายรากฟัน (root resorption) มีจำนวนหนึ่งคลองรากฟันและรูเปิดปลายรากฟันเดียว

การเตรียมฟัน

นำฟันที่คัดเลือกทั้งหมดมาตัดส่วนตัวฟัน (crown) ออก โดยใช้หัวกรอกากเพชรรูปทรงสอบ ภายใต้การระบายความร้อนด้วยน้ำ ให้เหลือส่วนรากฟันยาว 14 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 4) ใส่เคไฟล์เบอร์ 10 ในคลองรากฟันให้ลงไปถึงปลายรากฟันและให้ปลายไฟล์ออกมาจากรูปลายรากฟัน (apical foramen) นำไฟล์ออกมาวัดความยาวรากฟัน กำหนดความยาวการทำงาน (working length) ให้สั้นกว่าความยาวรากฟัน 1 มิลลิเมตร โดยไฟล์เบอร์แรกที่มีขนาดพอดีกับคลองรากฟัน (Initial Apical File; IAF) ของฟันถ้ามีขนาดมากกว่าเบอร์ 30 จะคัดออกจากการศึกษา สร้างแนวนำทาง (glide path) ด้วยเคไฟล์เบอร์ 15 ขยายคลองรากฟันโดยทันตแพทย์คนเดียวด้วยวิธีคราวน์-ดาวน์ (crown-down technique) โดยใช้ระบบไฟล์ขยายคลองรากฟัน ชนิดเค-ทรี (K3, SybronEndo, Orange Country, California, USA) ร่วมกับเครื่องวัดคัปเบิลยูนิลเวอร์เรซิพรอค (VDW Silver® Reciproc®, Endo Motor VDW Germany) ที่ความเร็ว 350 รอบต่อนาที ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตดังนี้ (ภาพประกอบ 5 และ 6)



ภาพประกอบ 4 ฟันหลังจากตัดส่วนตัวฟันออก เหลือส่วนรากฟันยาว 14 มิลลิเมตร



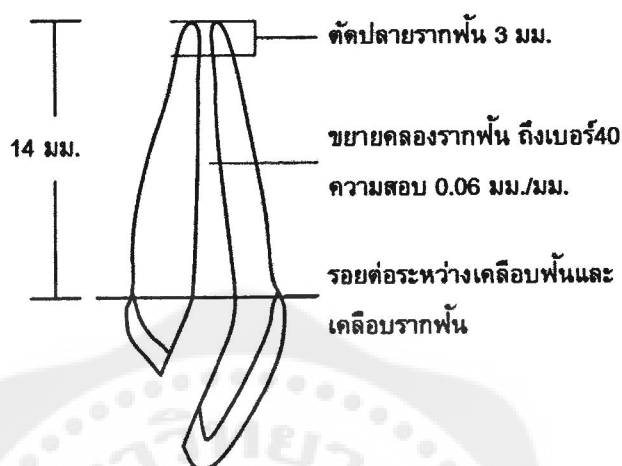
ภาพประกอบ 5 ไฟล์ขยายคลองรากฟัน ชนิดเค-ทรี



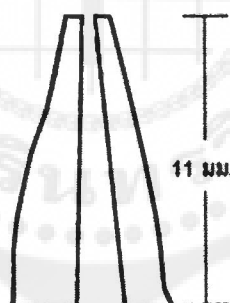
ภาพประกอบ 6 เครื่องวัดระดับเบิลยูซิลเวอร์ (VDW Silver[®], Endo Motor VDW Germany)

โดยเริ่มจากขยายส่วนบนของคลองรากฟัน (coronal third) ที่ 1/3 ความยาวทำงาน ด้วยไฟล์เค-ทรีเบอร์ 25 ความสอบ 0.10 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร ตามด้วยไฟล์เค-ทรีเบอร์ 25 ความสอบ 0.08 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร ขยายคลองรากฟัน 2/3 ของความยาวทำงาน ขยายส่วนปลายของคลองรากฟันด้วยไฟล์เค-ทรีเบอร์ 25 ความสอบ 0.06 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร เบอร์ 30 ความสอบ 0.06 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร เบอร์ 35 ความสอบ 0.06 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร ที่ความยาวทำงาน และเบอร์ 40 ความสอบ 0.06 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร ตามลำดับ ดังภาพประกอบ 7 โดยในระหว่างขยายคลองรากฟันใช้อาร์ซีเพรป (RC-Prep[®], Premier Dental Products Co., PA, USA) เป็นสารหล่อลื่นเครื่องมือ และทำการล้างคลองรากฟันทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนเครื่องมือด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรท์ (sodium hypochlorite; NaOCl) ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 ปริมาณ 1 มิลลิลิตร เมื่อสิ้นสุดการขยายคลองรากฟัน ให้ล้างคลองรากฟันด้วยน้ำยาอีดีทีเอ (ethylenediaminetetraacetic acid; EDTA) ความเข้มข้นร้อยละ 17 ปริมาณ 5 มิลลิลิตร ตามด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรท์ ความเข้มข้นร้อยละ 5.25 ปริมาณ 5 มิลลิลิตร ล้างคลองรากฟันครั้งสุดท้ายด้วยน้ำเกลือ ปริมาณ 5 มิลลิลิตร โดยใช้เข็มขนาด 27 สอดเข็มในคลองรากฟันให้ลึกที่สุดเท่าที่ทำได้ แต่ไม่ติดแน่นกับผนัง

คลองรากฟัน จากนั้นตัดปลายรากฟัน (root-end resection) ออก 3 มิลลิเมตร ให้ตั้งฉากกับแนวแกนฟัน ด้วย หัวกรอกากเพชรรูปทรงสอบภายใต้การระบายความร้อนด้วยน้ำ (ดังภาพประกอบ 8)



ภาพประกอบ 7 ภาพจำลองฟันที่ใช้ในการทดลอง โดยในคลองรากฟันได้รับการขยายด้วยไฟล์ขยายคลองรากฟัน ชนิดเค-ทรี จนถึงเบอร์ 40 ความสอบ 0.06 มิลลิเมตรต่อมิลลิเมตร



ภาพประกอบ 8 ภาพจำลองรากฟันหลังจากตัดปลายรากฟันออก 3 มิลลิเมตร

การเตรียมวัสดุในกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม

แบ่งเป็น 4 กลุ่ม ตามวัสดุที่ใช้ ดังนี้

1. กลุ่ม GI คือ กีแทคโมลาร์
2. กลุ่ม CS30 คือ กีแทคโมลาร์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก
3. กลุ่ม CS50 คือ กีแทคโมลาร์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก
4. กลุ่ม MTA คือ เอ็มทีเอ (กลุ่มควบคุม)

โดยมีอัตราส่วนผงต่อของเหลวของแต่ละกลุ่มดังแสดงในตาราง 5 ทำการผสมวัสดุในแต่ละกลุ่มตามอัตราส่วนที่กำหนดโดยกลุ่มคิแทคโมลาร์และกลุ่มเอ็มทีเอจะผสมตามคำแนะนำของบริษัท ผู้ผลิต ด้วยพายผสมโลหะบนแผ่นแก้ว ผสมวัสดุให้ได้เนื้อเนียนเข้ากันภายในเวลา 40 วินาที

ตาราง 5 ปริมาณส่วนผงของแต่ละกลุ่มและอัตราส่วนของผงต่อของเหลวของกลุ่มการทดลองและกลุ่มควบคุม

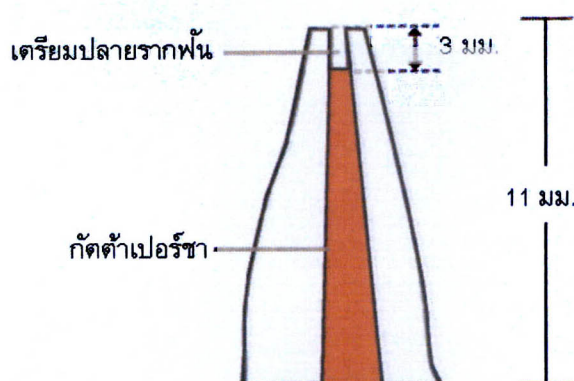
กลุ่ม	คิแทคโมลาร์	โมโนแคลเซียม ซิลิเกต	ไวท์โปรรูท เอ็มทีเอ	ผง : ของเหลว
1	100	-	-	3 : 1
2	70	30	-	3 : 1
3	50	50	-	3 : 1
4	-	-	100	3.3 : 1

โดยในการศึกษานี้แบ่งเป็น 2 ส่วน ได้แก่

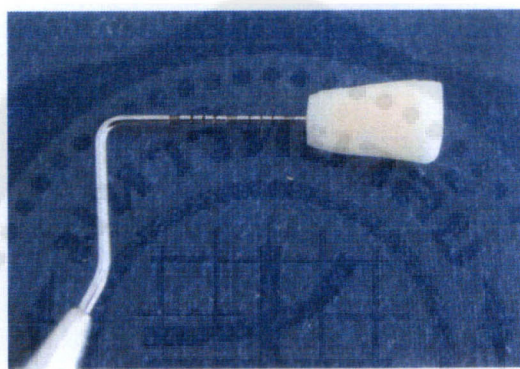
1. การศึกษาความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน
2. การศึกษาความสามารถในการด้านการรั่วซึมของแบคทีเรียบริเวณรอยต่อของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน

การศึกษาที่ 1 : การศึกษาความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน

ใช้รากฟันที่เตรียมไว้ 60 ซี่ ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับคลองรากฟันชนิดแห้ง (paper point) อุดคลองรากฟันด้วยวัสดุอุดคลองรากฟันชนิดกักตุนเพอร์ชาโดยไม่ใช้ซีลเลอร์ ห่างจากความยาวทำงาน 3 มิลลิเมตร ด้วยวิธีคอนทินิวัสเวฟ (continuous wave technique) เพื่อให้เวลาอุดย่นปลายรากฟันสามารถกดอัดวัสดุอุดปลายรากฟันได้ จากนั้นเตรียมปลายรากฟัน (root-end preparation) ด้วยหัวอัลตราโซนิก (ultrasonic tips) ให้ลึก 3 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 9) โดยใช้เครื่องมือตรวจปริทันต์ (periodontal probe) วัดความลึกของโพรงปลายรากฟัน เพื่อยืนยันความลึก 3 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 10)

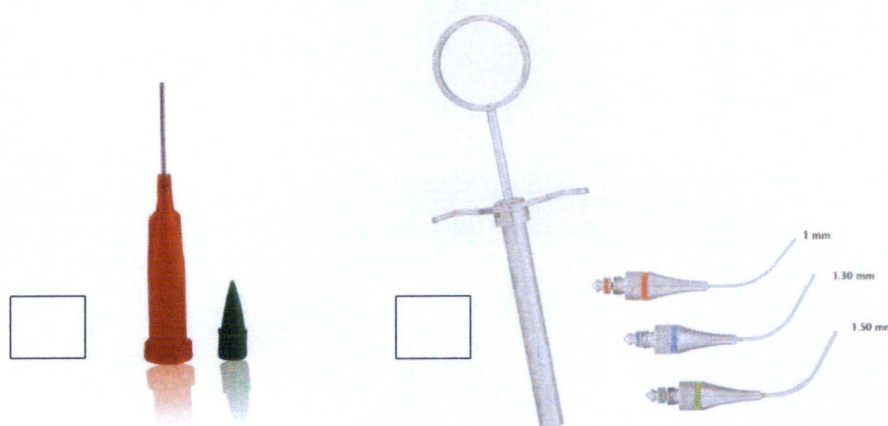


ภาพประกอบ 9 โมเดลภาพรากฟันที่ได้รับการเตรียมปลายรากฟันเล็ก 3 มิลลิเมตร



ภาพประกอบ 10 วัดความลึกของโพรงปลายรากฟันด้วยเครื่องมือตรวจปริทันต์

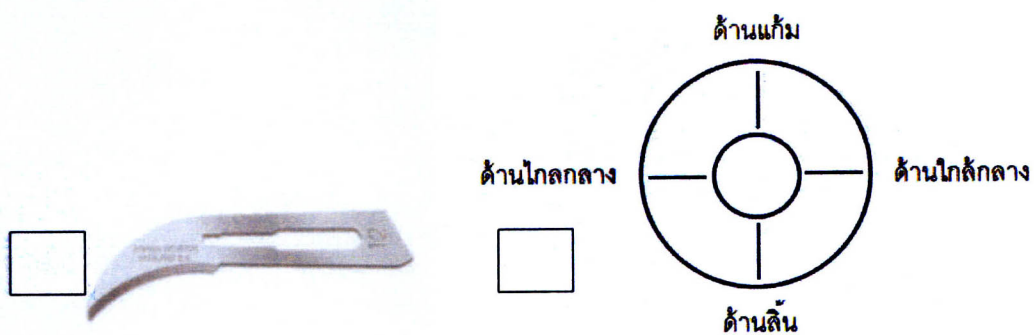
ทำการสุ่มฟันที่เตรียมส่วนปลายรากฟันเสร็จจำนวน 60 ซี่ อย่างอิสระ โดยแบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม ตามที่ได้แสดงข้างต้น กลุ่มละ 15 ซี่ ผสมวัสดุตามที่ได้อ้างไว้ข้างต้น ทำการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุอุด ปลายรากฟันตามกลุ่ม โดยในกลุ่มที่ 1 - 3 จะนำวัสดุที่ผสมเสร็จแล้วเข้าโพรงปลายรากฟันที่เตรียมไว้ด้วย Accudose Needle Tubes® (Centrix, Shelton, CT) ปาดส่วนเกินออกด้วยพายผสมโลหะ ส่วนกลุ่มที่ 4 ใช้ Messing gun (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (ภาพประกอบ 11) นำเอมที่เอเข้าไปในโพรง ปลายรากฟันแล้วอัดเอมที่เอด้วยปลั๊กเกอร์ เช็ดส่วนเกินออกและทำความสะอาดบริเวณปลายรากฟันด้วย สำลีก้อนชุบน้ำ นำมาถ่ายภาพรังสีเพื่อยืนยันว่าภายในโพรงปลายรากฟันนั้นมีวัสดุอยู่เต็มไม่มีช่องว่าง โดย จะคัดฟันซี่ที่พบช่องว่างออกจากการศึกษา และเพิ่มตัวอย่างจนครบจำนวน จากนั้นแช่ตัวอย่างทั้งหมดใน สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เก็บไว้ในตู้อบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส 48 ชั่วโมง



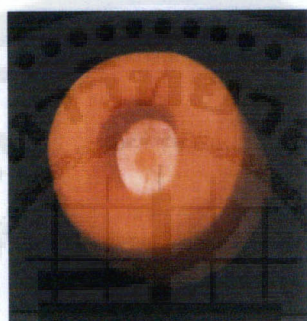
ภาพประกอบ 11 ก) Accudose Needle Tubes[®] (Centrix, Shelton, CT) ข) Messing gun (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

นำรากฟันที่วัสดุอุดปลายรากฟันก่อตัวสมบูรณ์มาขัดเตรียมผิวบริเวณปลายรากฟันเพื่อตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค โดยการขัดด้วยกระดาษทรายน้ำเบอร์ 600, 800, 1000, 1500 และ 2000 ตามลำดับ หลังจากนั้นนำรากฟันไปล้างน้ำให้สะอาด และนำมาขัดด้วยน้ำยาเพชรขัดเงา (diamond suspension) ขนาด 6, 3, และ 1 ไมโครเมตร ตามลำดับ แล้วล้างน้ำให้สะอาด

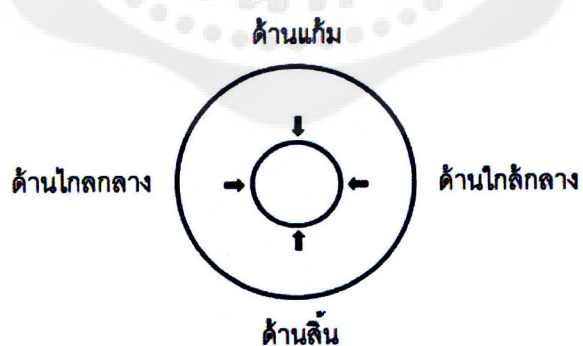
โดยการศึกษาความแนบสนิทของวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันนี้ ได้ดัดแปลงมาจากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽³⁷⁾ โดยจะมีการทำจุดอ้างอิงด้วยใบมีดผ่าตัดเบอร์ 12 บริเวณปลายรากฟัน 4 ตำแหน่ง คือกลางด้านแก้ม กลางด้านลิ้น กลางด้านใกล้กลาง และกลางด้านไกลกลาง ดังแสดงในภาพประกอบ 12 จากนั้นนำรากฟันมาพิมพ์บริเวณปลายรากฟันด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลไซลิคอกเซนชนิดเหลว (light body polyvinylsiloxane impression material; Take 1[®] Advanced[™], SybronEndo, Orange Country, California, USA) เพื่อสร้างแม่พิมพ์ (ภาพประกอบ 13) จากนั้นผสมอีพอกซีเรซิน (epoxy resin; EPON[®] 812, Hatfield, PA, USA) ตามบริษัทแนะนำ เทลงไปในแม่พิมพ์เพื่อหล่อแบบจำลองรากฟัน นำไปเข้าตูอบที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง นำแบบจำลองรากฟันมายึดบนแท่นอะลูมิเนียม (aluminum stub) เคลือบทองที่ผิวหน้าขึ้นตัวอย่างด้วยเครื่องเคลือบทอง (sputter coater) และส่องดูภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (JEOL รุ่น JSM-6510LV) ประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน ขึ้นละ 4 ตำแหน่ง ตามจุดอ้างอิง (ภาพประกอบ 14) คือตำแหน่งกลางด้านแก้ม กลางด้านลิ้น กลางด้านใกล้กลาง และกลางด้านไกลกลาง ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด บันทึกภาพลงในเครื่องคอมพิวเตอร์



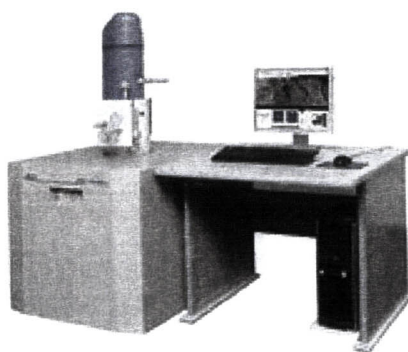
ภาพประกอบ 12 ก) ใบมีดผ่าตัด เบอร์ 12 ข) ตำแหน่งจุดอ้างอิงบริเวณปลายรากฟันประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันจากแบบจำลองรากฟัน



ภาพประกอบ 13 แบบพิมพ์ที่พิมพ์จากรากฟันด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลไซลิกเอทเซนชนิดเหลว แสดงบริเวณปลายรากฟันที่มีจุดอ้างอิง 4 ตำแหน่ง



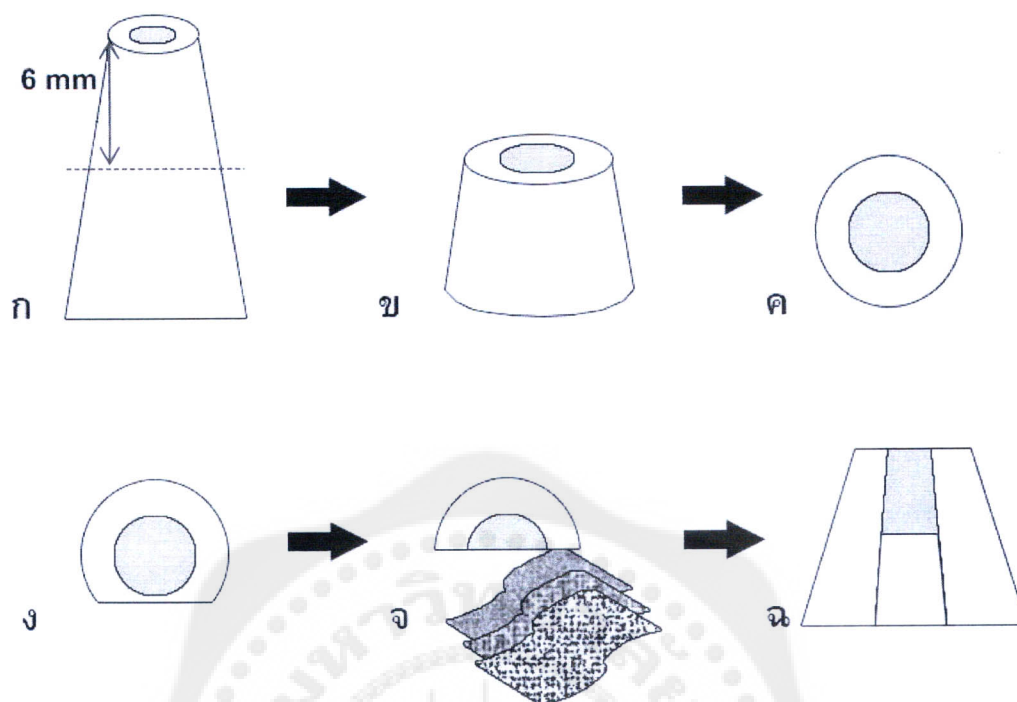
ภาพประกอบ 14 ตำแหน่งที่นำมาประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันจากแบบจำลองรากฟัน



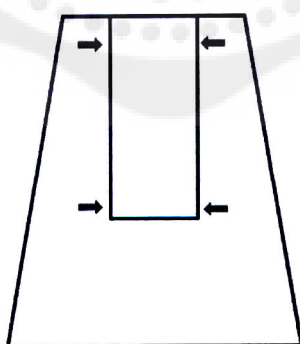
ภาพประกอบ 15 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (JEOL รุ่น JSM-6510LV)

จากนั้นนำรากฟันออกมาจากแบบพิมพ์ไปแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส นำรากฟันมาพิมพ์บริเวณปลายรากฟันด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลซิลิโคน เชน หล่อแบบจำลองรากฟันและประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด บันทึกภาพลงในเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังวิธีแสดงข้างต้น

เมื่อพิมพ์บริเวณปลายรากฟันเสร็จแล้ว นำรากฟันมาตัดตามแนวยาวขนานกับแนวแกนฟัน ด้วยหัวกรอกากเพชรรูปทรงสอบ ไม่ให้ถึงคลองรากฟัน จากนั้นใช้กระดาษทรายน้ำและน้ำยาเพชรขัดเงาตามวิธีข้างต้น โดยขัดจนถึงกึ่งกลางฟัน ดังแสดงในภาพประกอบ 16 นำชิ้นรากฟันมาพิมพ์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลซิลิโคนและหล่อแบบจำลองรากฟันตามวิธีแสดงข้างต้น จากนั้นประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน ขึ้นละ 4 ตำแหน่ง ดังภาพประกอบ 17 โดยแต่ละตำแหน่งจะห่าง 0.5 มิลลิเมตรจากปลายรากฟันและกัททาเพอร์ชา ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด บันทึกภาพลงในเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังวิธีแสดงข้างต้น



ภาพประกอบ 16 ภาพจำลองแสดงขั้นตอนการเตรียมชิ้นรากฟันเพื่อศึกษาความแนบสนิทบริเวณปลายรากฟันภายหลังจากตัดตามแนวยาว ก) ตัดรากฟันแนวขวาง 6 มิลลิเมตรเพื่อให้ได้ชิ้นรากฟันที่มีวัสดุอุดปลายรากฟันอยู่ภายใน ข) ชิ้นรากฟัน ขนาด 6 มิลลิเมตร ค) เมื่อมองชิ้นรากฟันจากปลายรากฟัน ง) ตัด ด้วยหัวกรอกากเพชรตามแนวยาว โดยไม่ให้ถึงคลองรากฟัน จ) ขัดชิ้นรากฟันด้วยกระดาษทรายน้ำและน้ำยาเพชรขัดเงา ฉ) เมื่อมองจากด้านข้างของชิ้นรากฟัน



ภาพประกอบ 17 ภาพจำลองตำแหน่งที่นำมาประเมินขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน

จากนั้นนำภาพทั้งหมดที่บันทึกไว้มาวัดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน นำค่าทั้ง 4 ตำแหน่งมาคำนวณค่าเฉลี่ยของช่องว่างที่เกิดขึ้นของแต่ละชั้นตัวอย่าง จากนั้นบันทึกข้อมูลลงในตารางบันทึกข้อมูลช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน

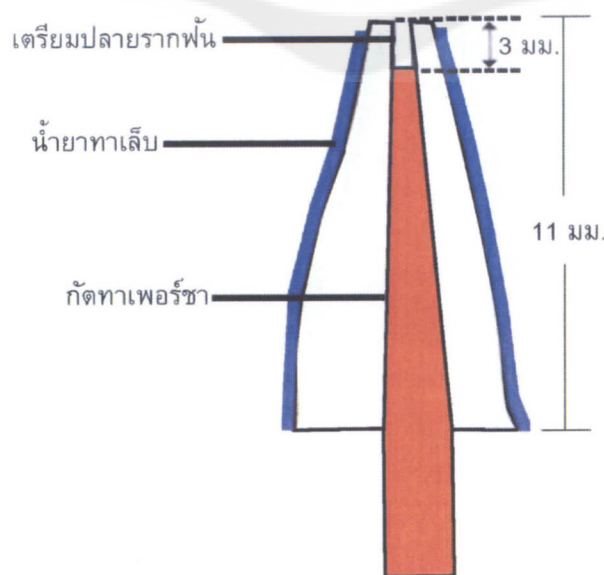
การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติ เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันชนิดต่างๆ โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 วิเคราะห์เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มเป็นรายคู่ (Post Hoc)

การศึกษาที่ 2 : การศึกษาความสามารถในการต้านการรั่วซึมของแบคทีเรียบริเวณรอยต่อ ของ วัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน

นำรากฟันที่เตรียมไว้ 66 ซี่ เตรียมปลายรากฟันด้วยหัวอัลตราโซนิคส์ให้ลึก 3 มิลลิเมตร เช่นเดียวกับในการศึกษาที่ 1 แช่ในน้ำกลั่นและฆ่าเชื้อโรคด้วยเครื่องอบความดันไอน้ำ (autoclave) ที่อุณหภูมิ 121 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับคลองรากฟัน ชนิดแท่งที่ฆ่าเชื้อแล้ว จากนั้นปิดผนึกผิวรากฟันด้วยการทาน้ำยาทาเล็บทั่วทั้งรากฟัน 2 ชั้น โดยเว้นปลายรากฟัน 1-2 มิลลิเมตร เพื่อป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรีย โดยการทาน้ำยาทาเล็บเคลือบรอบรากฟันรอบแรก จะทิ้งไว้แห้งอย่างน้อย 30 นาที ทาซ้ำอีกครั้ง ทิ้งไว้ 24 ชั่วโมงที่อุณหภูมิห้อง

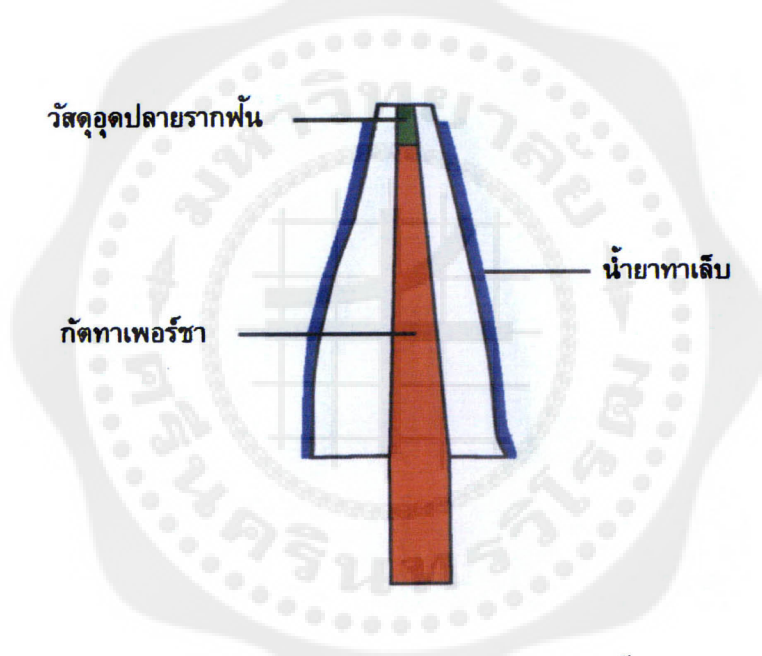
นำกัศพาเพอร์ชาแท่งเอกออกมาฆ่าเชื้อใส่ในคลองรากฟันให้แน่นพอดีคลองรากฟันนั้นๆ โดยให้ห่างจากปลายรากฟัน 3 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 18) โดยใช้เครื่องมือตรวจปริทันต์วัดความลึกของโพรงปลายรากฟัน เพื่อยืนยันความลึก 3 มิลลิเมตร สำหรับใส่วัสดุอุดปลายรากฟัน



ภาพประกอบ 18 ภาพจำลองรากฟันที่ได้รับการเตรียมปลายรากฟันขณะใส่กัศพาเพอร์ชาแท่งเอก

จากนั้นสุ่มรากฟันทั้งหมด เป็นกลุ่มทดลอง 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซึ่ง กลุ่มควบคุมการทดลองบวก (positive control; P) และกลุ่มควบคุมการทดลองลบ (negative control; N) กลุ่มละ 3 ซึ่ง โดยในขั้นตอนการอุดปลายรากฟันนี้จะทำในตู้กรองอากาศปราศจากเชื้อ (laminar air flow hood) เพื่อป้องกันการปนเปื้อนจากเชื้อจุลินทรีย์อื่นที่ไม่ได้ทำการศึกษา เตรียมวัสดุตามกลุ่มทดลอง ผสมและอุดปลายรากฟัน ดังวิธีกล่าวไว้ข้างต้น (ภาพประกอบ 19)

สำหรับกลุ่มควบคุมการทดลองบวก อุดโพรงปลายรากฟันด้วยกัทยาเพอร์ชาโดยไม่ใช้ซิลเลอร์ ส่วนกลุ่มควบคุมการทดลองลบ อุดโพรงปลายรากฟันด้วยขี้ผึ้งเหนียว (sticky wax) จากนั้นนำตัวอย่างทั้งหมดเก็บไว้ในตู้อบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 48 ชั่วโมง เพื่อให้วัสดุแข็งตัว



ภาพประกอบ 19 ภาพจำลองรากฟันภายหลังจากทาน้ำยาทาเล็บ

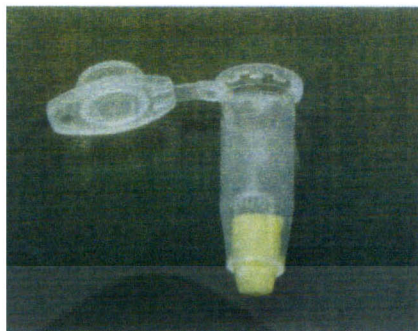
การเตรียมแบบจำลองเพื่อประเมินการรั่วซึมของแบคทีเรีย (bacterial leakage)

การศึกษานี้ใช้การทดสอบการรั่วซึมของแบคทีเรียด้วยแบบจำลองสองห้องที่ดัดแปลงมาจากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽¹⁰⁷⁾ โดยอุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทำแบบจำลองนี้ จะทำให้ปราศจากเชื้อด้วยเครื่องอบความดันไอน้ำ ที่อุณหภูมิ 121 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที และประกอบแบบจำลองภายในตู้กรองอากาศปราศจากเชื้อเพื่อป้องกันการปนเปื้อนจากเชื้อจุลินทรีย์อื่นที่ไม่ได้ทำการศึกษา

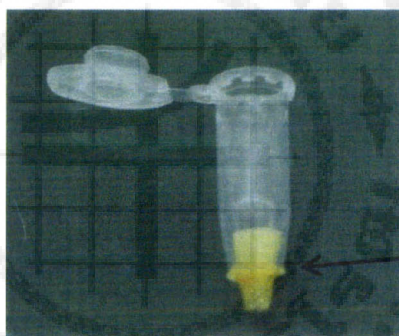
1. แบบจำลองห้องบน (upper chamber) ทำจากหลอดทดลองพลาสติก (eppendorf tube)

ขนาด 1.5 มิลลิลิตร ที่ตัดส่วนปลายออกด้วยใบมีดผ่าตัด นำรากฟันที่เตรียมไว้มาใส่เข้าไปในหลอดทดลอง โดยให้ส่วนปลายรากฟันยื่นออกจากหลอดทดลอง 3 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 20) ผกับริเวณรอยต่อระหว่างรากฟันและหลอดทดลองพลาสติกด้วยขี้ผึ้งเหนียว (ภาพประกอบ 21) จากนั้นเคลือบรากฟันและ

ส่วนรอยต่อด้วยน้ำยาทาเล็บ 2 ชั้น ยกเว้นบริเวณปลายรากฟัน 1 มิลลิเมตร เพื่อป้องกันการรั่วซึมจากแบบจำลองห้องบนลงมาเป็นป้อน เมื่อยึดปลายรากฟันเข้ากับหลอดทดลองพลาสติกขนาดเล็กเรียบร้อยแล้วนำไปทำให้ปราศจากเชื้อโดยการอบแก๊สเอทิลีนออกไซด์ (ethylene oxide) เป็นเวลา 12 ชั่วโมง



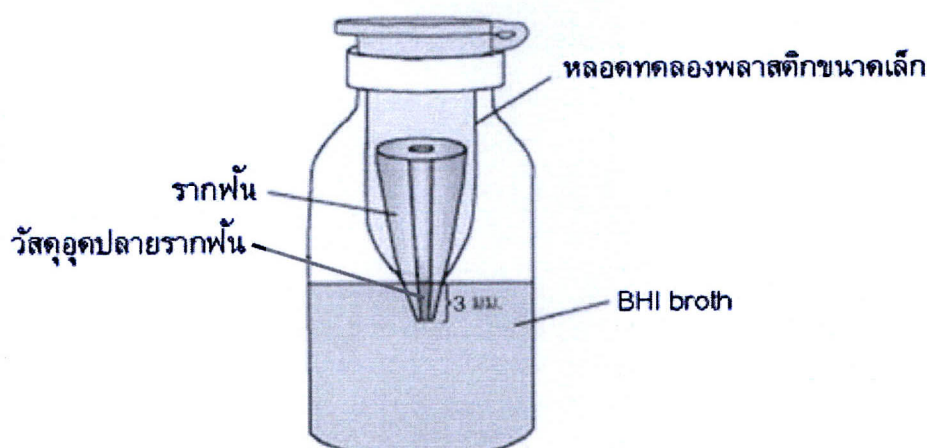
ภาพประกอบ 20 รากฟันที่อยู่ภายในหลอดทดลองพลาสติกที่ตัดส่วนปลายออก



ภาพประกอบ 21 ผนึกบริเวณรอยต่อระหว่างรากฟันและหลอดทดลองพลาสติกด้วยขี้ผึ้งเหนียว

2. แบบจำลองห้องล่าง (lower chamber) จะเป็นขวดแก้วใสขนาด 10 มิลลิลิตร บรรจุอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเบรนฮาร์ตอินฟิวชัน (brain heart infusion; BHI) ที่มีฟีนอลเรด (phenol red) ร้อยละ 0.01 เพื่อเป็นตัวชี้วัด ที่ปราศจากเชื้อ ปริมาณ 8 มิลลิลิตร

3. นำแบบจำลองห้องบนมาประกอบกับแบบจำลองห้องล่าง โดยให้ส่วนรากฟันที่เหลือจุ่มอยู่ในอาหารเลี้ยงเชื้อ 2 มิลลิเมตร ซึ่งรอยต่อระหว่างหลอดทดลองพลาสติกกับขวดแก้วใสจะปิดผนึกด้วยกาวซิลิโคนเพื่อป้องกันการปนเปื้อนจากเชื้อจุลินทรีย์ภายนอก (ภาพประกอบ 22)

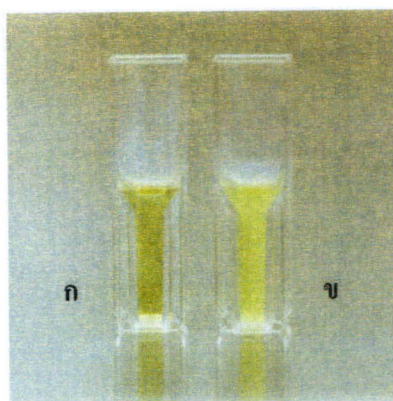


ภาพประกอบ 22 โมเดลภาพแบบจำลองสองห้องในการทดสอบการร่วซึมของแบคทีเรีย

4. นำแบบจำลองสองห้องที่ประกอบเสร็จแล้ว เข้าตู้อบเลี้ยงเชื้อ (incubator) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อยืนยันว่าแบบจำลองสองห้องนั้นไม่มีการปนเปื้อนของเชื้อจุลินทรีย์ ก่อนทำการศึกษา หากอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่างขุ่น จะทำการคัดตัวอย่างนั้นออกจากการศึกษา และเพิ่มชิ้นตัวอย่างจนครบจำนวน

การเตรียมเชื้อแบคทีเรีย

การศึกษานี้ใช้เชื้อแบคทีเรียชนิด *Enterococcus faecalis* (DMST 4736) เตรียมโดยนำเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* 200 ไมโครลิตร มาใส่ในอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเบรนฮาร์ดอินฟิวชัน ชนิดเหลว 5 มิลลิลิตร ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 18 ชั่วโมง คูดสารละลายแบคทีเรีย 1 มิลลิลิตร (ภาพประกอบ 23) มาวัดค่าความขุ่น (turbidity) เพื่อหาได้ค่าความทึบแสง (optical density; OD) เท่ากับ 0.1 ด้วยเครื่องวัดความเข้มของแสง (spectrophotometer; DU[®] 730, Beckman Coulter, Inc., USA) ดังภาพประกอบ 24 ที่ความยาวคลื่น 600 นาโนเมตร ใช้เป็นวิธีวัดความเข้มข้นของเชื้อแบคทีเรีย โดยวิธีนี้จะได้ความเข้มข้นของเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ประมาณ 10^6 - 10^8 โคโลนีต่อมิลลิลิตร (colony forming unit; CFU)



ภาพประกอบ 23 อาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเบรนฮาร์ดอินฟิวชัน ชนิดเหลว ก) ในสภาวะปลอดเชื้อ ข) ภายหลังจากเพาะเชื้อเป็นเวลา 18 ชั่วโมง ก่อนที่จะนำไปวัดความขุ่น



ภาพประกอบ 24 เครื่องวัดความเข้มของแสง (spectrophotometer; DU[®] 730, Beckman Coulter, Inc)

ใช้ไมโครปิเปตดูดเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ปริมาณ 300 ไมโครลิตร (10^6 - 10^8 โคโลนีต่อมิลลิลิตร) มาใส่ในหลอดทดลองพลาสติกขนาดเล็กของแบบจำลองห้องบน ปิดฝาหลอดทดลองพลาสติกขนาดเล็กให้สนิท และนำแบบจำลองสองห้องเก็บในตู้บเลี้ยงเชื้อที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ทำการเปลี่ยนเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ในแบบจำลองห้องบนทุก 3 วัน ภายใต้สภาวะปลอดเชื้อ (aseptic condition) ตลอดการศึกษาคือเป็นเวลา 60 วัน เพื่อเป็นการยืนยันว่ามีแบคทีเรียที่มีชีวิตอยู่ตลอดการศึกษาคือ

สังเกตการเปลี่ยนสีจากสีแดงเป็นสีเหลืองอมส้มของอาหารเลี้ยงเชื้อทุก 24 ชั่วโมง เมื่อมีการเกิดการเปลี่ยนสีเกิดขึ้น แสดงว่ามีการรื้อซึมและเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* บันทึกจำนวนวันที่เกิดการเปลี่ยนสี ใช้ไมโครปิเปตดูดอาหารเลี้ยงเชื้อจากแบบจำลองห้องล่าง 10 ไมโครลิตร มาเพาะเชื้อในอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดเบรนฮาร์ดอินฟิวชันชนิดแข็งที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง สังเกตลักษณะของเชื้อที่เกิดขึ้นในแต่ละจานเพาะเชื้อ เพื่อยืนยันการรื้อซึมที่เกิดขึ้นเกิดจากการรื้อซึมของเชื้อ

แบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ที่มาจากแบบจำลองห้องบน โดยการดูลักษณะรูปร่างภายใต้กล้องจุลทรรศน์ และการติดสีของเชื้อ (Gram reaction)

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติ เปรียบเทียบความสามารถในการต้านการรื้อซึมของแบคทีเรียของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆ โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ Kaplan-Meier method เพื่อประเมิน survival curve ของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆ วิเคราะห์หาความแตกต่างของ survival curve โดยใช้ Log-rank test



บทที่ 4

ผลการวิจัย

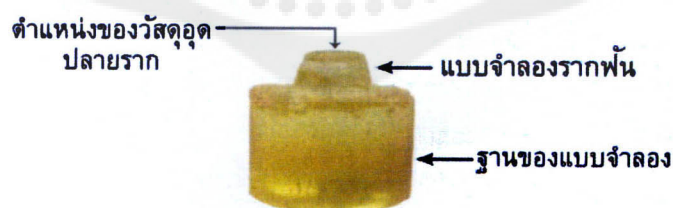
การศึกษานี้แบ่งเป็น 2 ส่วน ได้แก่

1. การศึกษาความแนบสนิทของเอ็มทีเอ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และวัสดุผสมระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับผนังคลองรากฟัน
2. การศึกษาความสามารถในการด้านการรั่วซึมของแบคทีเรียบริเวณรอยต่อของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน

การศึกษาที่ 1 การศึกษาความแนบสนิทของเอ็มทีเอ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และวัสดุผสมระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับผนังคลองรากฟัน

แบบจำลองรากฟันที่ทำมาจากอีพอกซีเรซิน จำนวน 180 ชิ้น ดังภาพประกอบ 25 ซึ่งแบบจำลองรากฟันได้มาจากกระบวนการพิมพ์บริเวณปลายรากฟันที่ได้รับการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุอุดปลายรากฟันตามกลุ่มทดลอง โดยแบ่งเป็น 3 ช่วงเวลาดังต่อไปนี้

1. ความแนบสนิทภายหลังจากวัสดุอุดปลายรากฟันก่อตัวสมบูรณ์ จำนวน 60 ชิ้น
2. ความแนบสนิทภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน จำนวน 60 ชิ้น
3. ความแนบสนิทบริเวณปลายรากฟันที่ถูกตัดตามแนวแกนยาวขนานกันแนวแกนฟัน จำนวน 60 ชิ้น



ภาพประกอบ 25 ตัวอย่างแบบจำลองรากฟันที่ทำมาจากอีพอกซีเรซิน

นำแบบจำลองรากฟันมาวัดระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด กำลังขยาย 1,000 เท่า ชิ้นละ 4 ตำแหน่ง ตำแหน่งละ 4 ครั้ง แล้วนำผลที่ได้มาหาค่าเฉลี่ยระยะช่องว่าง เพื่อเป็นตัวแทนระยะช่องว่าง โดยเทียบระยะที่วัดได้จากกล้อง

จุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 1,000 เท่ากับสเกลมาตรฐาน จากนั้นนำค่าระยะช่องว่างมาหาเป็นค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่ม และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน วิเคราะห์ทางโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างกลุ่ม และวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างเป็นรายคู่

1.1 ความแนบสนิทภายหลังจากวัสดุอุดปลายรากฟันก่อตัวสมบูรณ์

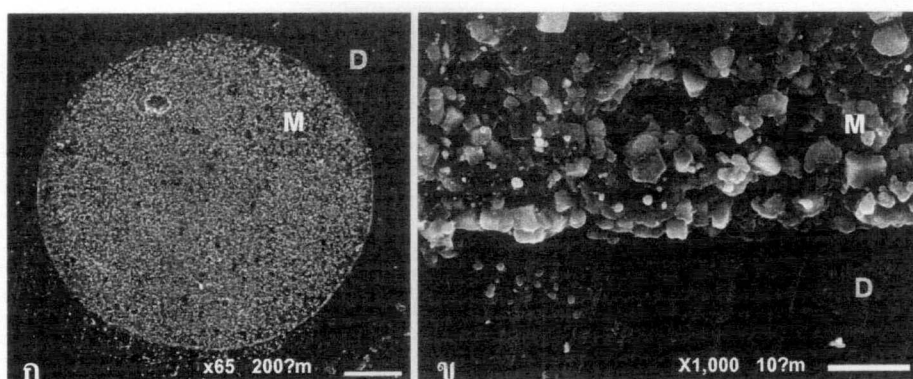
จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ในแบบจำลองรากฟันของกลุ่มที่ได้รับการอุดปลายรากด้วยเอ็มทีเอ (กลุ่ม MTA) พบว่าผิวหน้าของเอ็มทีเอมีลักษณะขรุขระและเห็นการกระจายตัวของผลึกปะปนอยู่ทั่วไป (ภาพประกอบ 26ก) เมื่อส่องด้วยกำลังขยาย 1,000 เท่า จะเห็นลักษณะผลึกที่ชัดเจน โดยบริเวณรอยต่อระหว่างเอ็มทีเอกับผนังคลองรากฟัน แสดงให้เห็นว่าเอ็มทีเอมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันได้ดี พบมีช่องว่างขนาดเล็กและในบางตำแหน่งไม่พบช่องว่างระหว่างเอ็มทีเอและผนังคลองรากฟัน (ภาพประกอบ 26ข)

ส่วนในกลุ่มที่ได้รับการอุดปลายรากฟันด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (กลุ่ม GI) มีลักษณะผิวที่เรียบกว่าเมื่อเทียบกับเอ็มทีเอ สามารถเห็นช่องว่างระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับผนังคลองรากฟันได้โดยรอบ (ภาพประกอบ 26ค) เมื่อส่องด้วยกำลังขยาย 1,000 เท่า พบว่าวัสดุมีความเป็นเนื้อเดียวกันและมีลักษณะผลึกไม่ชัดเจนเมื่อเทียบกับเอ็มทีเอ (ภาพประกอบ 26ง)

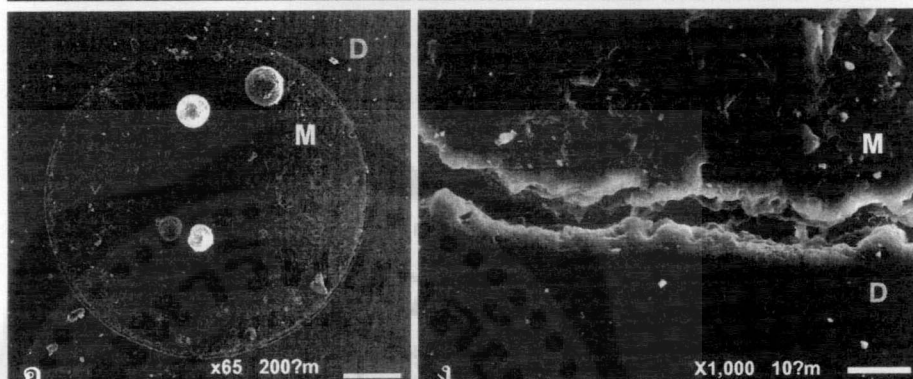
ต่อมาในกลุ่มที่รากฟันที่อุดด้วยวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก (กลุ่ม CS30) พบว่าวัสดุมีลักษณะผิวโดยรวมคล้ายกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ซึ่งสามารถพบช่องว่างระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับผนังคลองรากฟันโดยรอบ แต่ระยะของช่องว่างจะมีขนาดเล็กกว่า (ภาพประกอบ 26จ) เมื่อส่องด้วยกำลังขยาย 1,000 เท่า วัสดุมีลักษณะหยาบกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (ภาพประกอบ 26ฉ)

ส่วนกลุ่มสุดท้ายกลุ่มรากฟันที่อุดด้วยวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก (กลุ่ม CS50) พบว่าวัสดุมีลักษณะผิวโดยรวมคล้ายกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก แต่จะเห็นได้ว่าในกลุ่มนี้จะมีช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันขนาดใหญ่เมื่อเทียบกับกลุ่มอื่นๆ (ภาพประกอบ 26ซ) เมื่อส่องด้วยกำลังขยาย 1,000 เท่า วัสดุมีลักษณะหยาบกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (ภาพประกอบ 26ด)

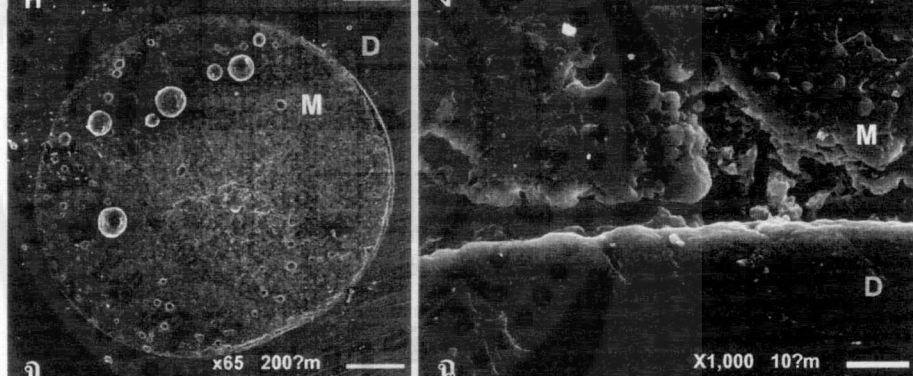
กลุ่ม MTA



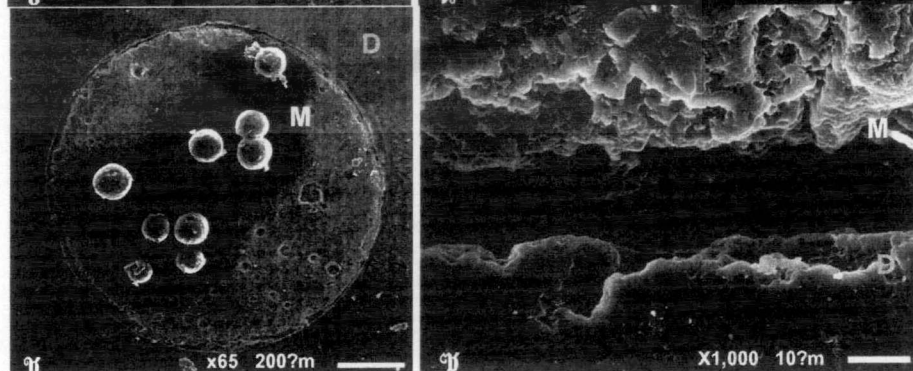
กลุ่ม GI



กลุ่ม CS30



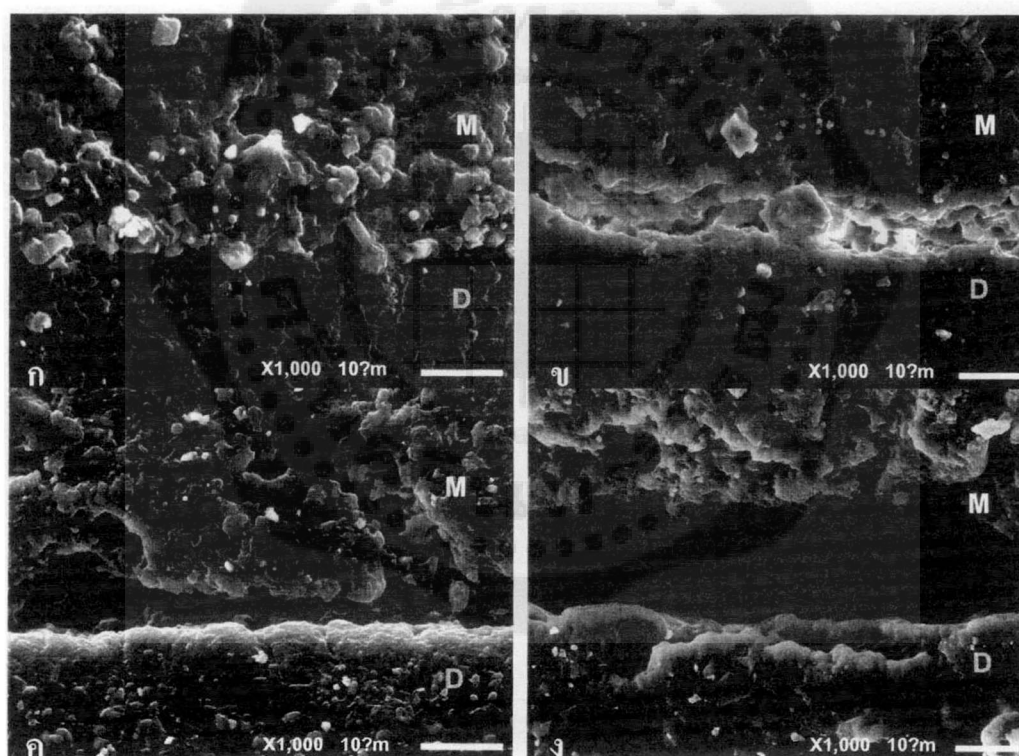
กลุ่ม CS50



ภาพประกอบ 26 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณปลายรากฟันที่ได้รับการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 65 และ 1000 ตามลำดับ ก) และ ข) ตัวอย่างกลุ่ม MTA ค) และ ง) ตัวอย่างกลุ่ม GI จ) และ ฉ) ตัวอย่างกลุ่ม CS30 ช) และ ฎ) ตัวอย่างกลุ่ม CS50 (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)

1.2 ความหนาแน่นกายหลังจากการแทรกฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน

จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดของแบบจำลองรากฟันที่กำลังขยาย 1,000 เท่า ในกลุ่ม MTA พบว่าลักษณะของผลึกมีความคมชัดน้อย ลักษณะผิวดูเรียบขึ้นเมื่อเทียบกับภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดเมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ (ภาพประกอบ 27ก) ในขณะที่กลุ่ม GI จะพบว่าผิวของผลึกที่ใกล้เคียงกับเมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ (ภาพประกอบ 27ข) ส่วนกลุ่ม CS30 พบว่าผิวของวัสดุมีลักษณะขรุขระมากขึ้น คล้ายผลึกทำให้บางบริเวณมีลักษณะตื้นขึ้น ช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันมีขนาดเล็กลง (ภาพประกอบ 27ค) สุดท้ายกลุ่ม CS50 จะเห็นได้ว่าวัสดุมีผลึกที่ใหญ่ขึ้น ความคมชัดของผลึกน้อยลง ช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันมีขนาดเล็กลง (ภาพประกอบ 27ง)



ภาพประกอบ 27 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณรอยต่อระหว่างผนังคลองรากฟันกับวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 1000 เท่า ก) ตัวอย่างกลุ่ม MTA ข) ตัวอย่างกลุ่ม GI ค) ตัวอย่างกลุ่ม CS30 และ ง) ตัวอย่างกลุ่ม CS50 (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)

เมื่อเปรียบเทียบระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันเมื่อวัสดุอุดตัวสมบูรณ์และภายหลังจากการแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน

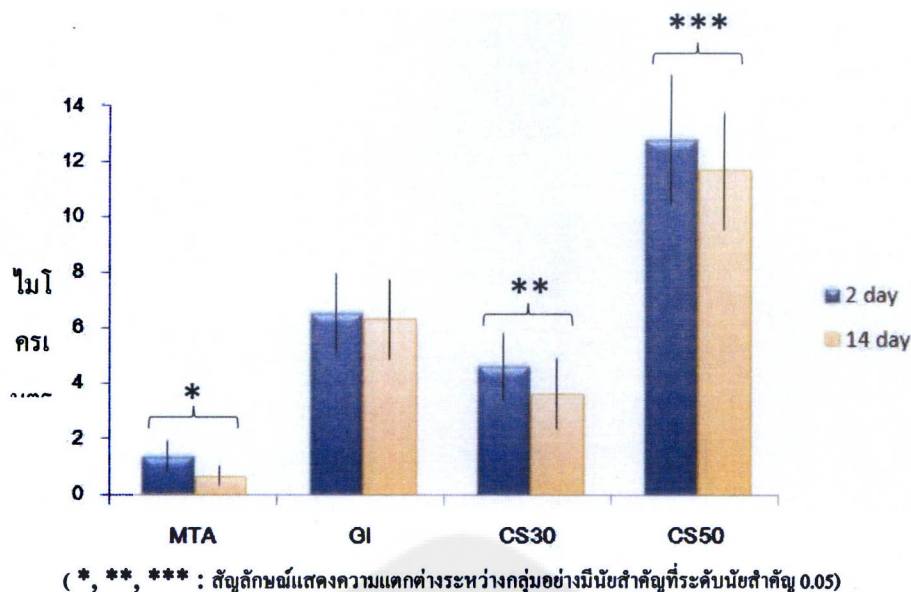
จากผลการศึกษาของทั้งสองช่วงเวลา พบว่ากลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันน้อยที่สุด คือ กลุ่ม MTA (1.345 และ 0.660 ไมโครเมตร ตามลำดับ) ในขณะที่กลุ่ม CS 50 มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันมากที่สุด (12.757 และ 11.647 ไมโครเมตร ตามลำดับ) ดังตาราง 6

ตาราง 6 แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟัน

กลุ่ม	จำนวน (ชิ้น)	ค่าเฉลี่ยช่องว่าง (ไมโครเมตร) $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	
		เมื่อวัสดุอุดตัวสมบูรณ์	ภายหลังจากแช่ SBF 14 วัน
MTA	15	1.345 $\pm$ 1.050	0.660 $\pm$ 0.584
GI	15	6.524 $\pm$ 2.548*	6.301 $\pm$ 2.403*
CS30	15	4.619 $\pm$ 2.124*	3.544 $\pm$ 2.205**
CS50	15	12.757 $\pm$ 4.274**	11.647 $\pm$ 4.823***

(* , ** , *** : สัญลักษณ์แสดงความแตกต่างระหว่างกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05)

เมื่อนำผลการศึกษามาวิเคราะห์ทางสถิติของค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างเพื่อความแนบสนิทของวัสดุของทั้งสองช่วงเวลา พบว่าให้ผลทางสถิติไปในทางเดียวกัน คือเมื่อใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างกลุ่มทดลอง อย่างน้อย 1 คู่ ($p < 0.0001$) จากนั้นวิเคราะห์เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างเป็นรายคู่ (Post Hoc) พบว่ากลุ่ม MTA มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างน้อยที่สุดและมีค่าน้อยกว่ากลุ่มทดลองอื่นๆอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในขณะที่ค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างของกลุ่ม CS50 มีค่ามากที่สุดและมากกว่ากลุ่มทดลองอื่นๆอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) ส่วนกลุ่ม GI และกลุ่ม CS30 ภายหลังวัสดุอุดตัวสมบูรณ์ค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างของกลุ่ม GI และกลุ่ม CS30 จะแตกต่างกันอย่างไรไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) แต่ภายหลังจากการแช่สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน พบว่ากลุ่ม CS30 มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างน้อยกว่ากลุ่ม GI อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

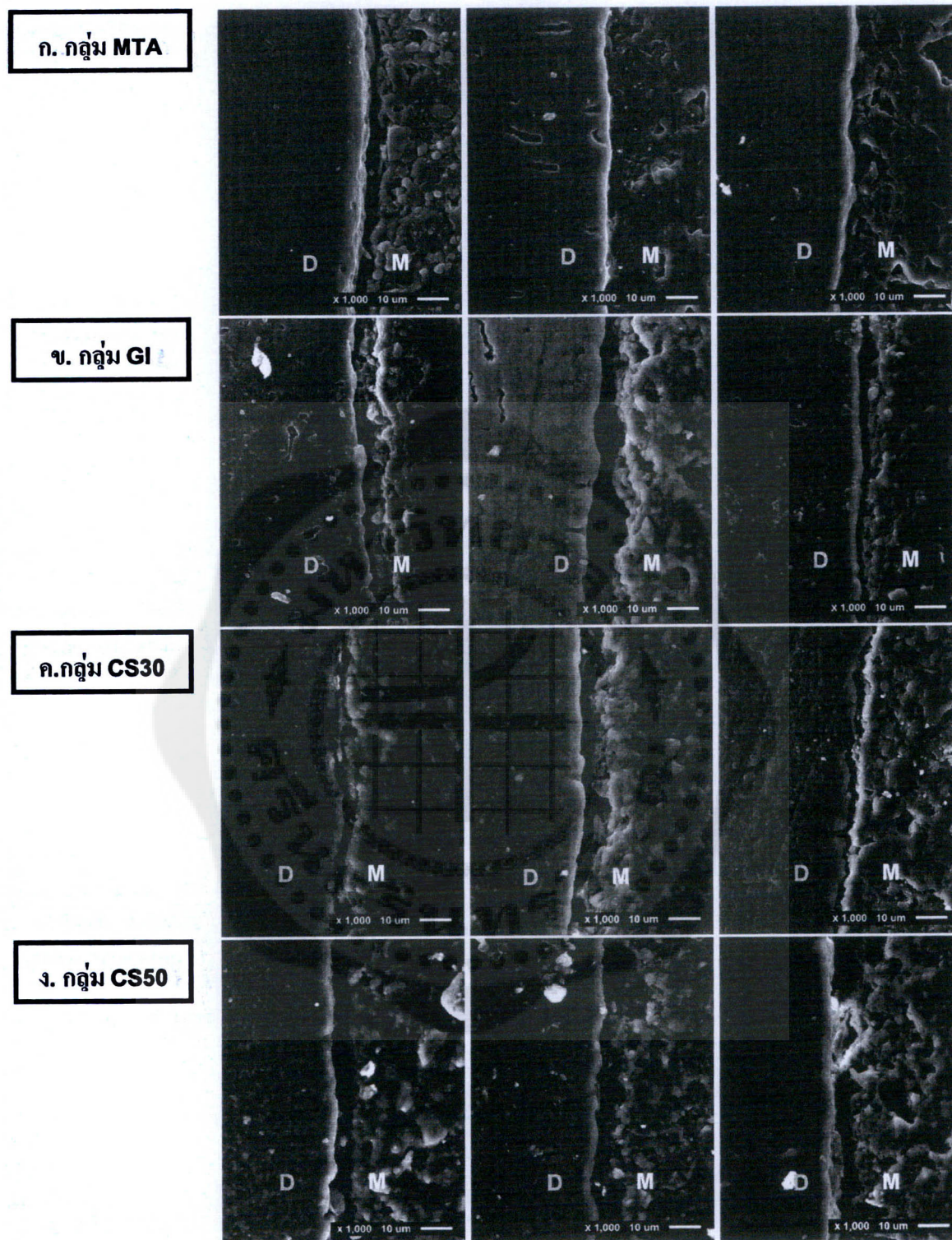


ภาพประกอบ 28 แผนภูมิแท่ง แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุปถัมภ์รากฟันกับผนังคลองรากฟันตามเมื่อวัสดุอุดตัวสมบูรณ์เทียบกับเมื่อแรกรากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน

จากภาพประกอบ 28 จะเห็นว่าภายหลังจากการแรกรากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย ค่าเฉลี่ยช่องว่างจะมีค่าลดลงในทุกกลุ่ม เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติด้วย T-test dependent เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างเมื่อวัสดุอุดตัวสมบูรณ์และภายหลังจากการแรกรากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน พบว่าระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุปถัมภ์รากฟันกับผนังคลองรากฟันของกลุ่ม MTA CS30 และ CS50 ภายหลังจากการแรกรากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน มีค่าเฉลี่ยลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ส่วนกลุ่ม GI พบว่าค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

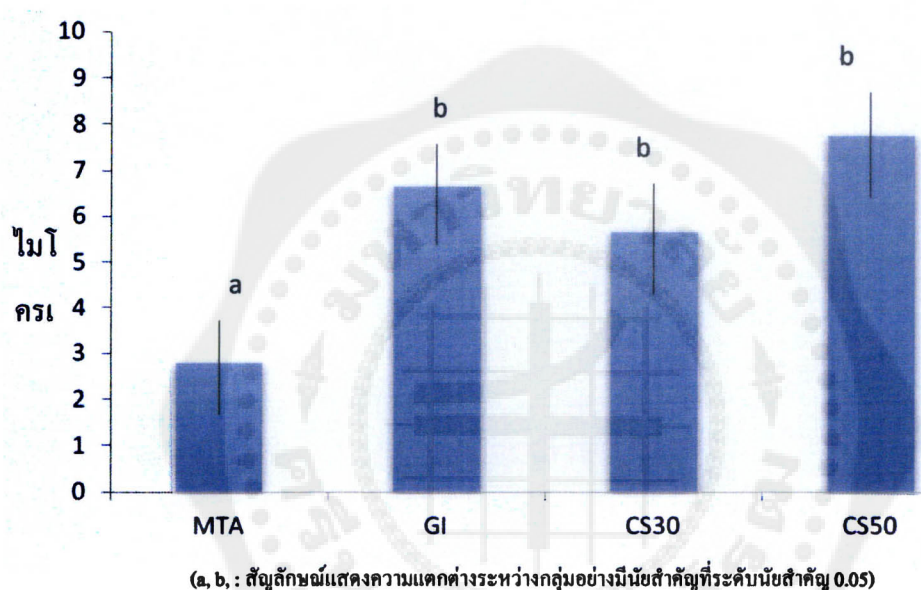
1.3 ความเหมาะสมบริเวณปลายรากฟันที่ถูกตัดตามแนวแกนยาวขนานกันแนวแกนฟัน

จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ในกลุ่ม MTA พบว่าวัสดุ มีความเหมาะสมกับผนังคลองรากฟันที่ดี มีช่องว่างเล็กน้อย แต่ระยะช่องว่างที่เกิดขึ้นจะมีขนาดที่กว้างกว่าเมื่อพิจารณารอยต่อวัสดุกับผนังคลองรากฟันบริเวณปลายรากฟัน และในบางตำแหน่งจะไม่พบช่องว่างเกิดขึ้น ดังภาพประกอบ 29 ซึ่งแตกต่างจากกลุ่มทดลองอื่นที่พบช่องว่างชัดเจนโดยตลอด ไม่มีส่วนของวัสดุที่สัมผัสกับผนังคลองรากฟัน



ภาพประกอบ 29 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด แสดงบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองราก ตามแนวแกนยาวขนานกับแนวแกนฟัน ที่กำลังขยาย 1,000 เท่า ก) ตัวอย่างกลุ่ม MTA ข) ตัวอย่างกลุ่ม GI ค) ตัวอย่างกลุ่ม CS30 ง) ตัวอย่างกลุ่ม CS 50 (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)

จากผลการศึกษาพบว่ากลุ่ม MTA ให้ค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันน้อยที่สุด คือ 2.781 ไมโครเมตร ส่วนกลุ่ม CS50 เป็นกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยช่องว่างมากที่สุด คือ 7.739 ไมโครเมตร ดังแสดงในภาพประกอบ 30 เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติ เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติ โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว พบว่าค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างกลุ่มทดลอง มีความแตกต่างกัน ($p < 0.001$) จากนั้นวิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยสถิติทิวกีที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่ากลุ่ม MTA มีค่าเฉลี่ยช่องว่างน้อยกว่ากลุ่มทดลองอื่นๆอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ส่วนกลุ่มทดลองที่เหลือคือ กลุ่ม GI กลุ่ม CS30 และกลุ่ม CS50 มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (ตาราง 7)



ภาพประกอบ 30 แผนภูมิแท่ง แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันตามแนวแกนยาว

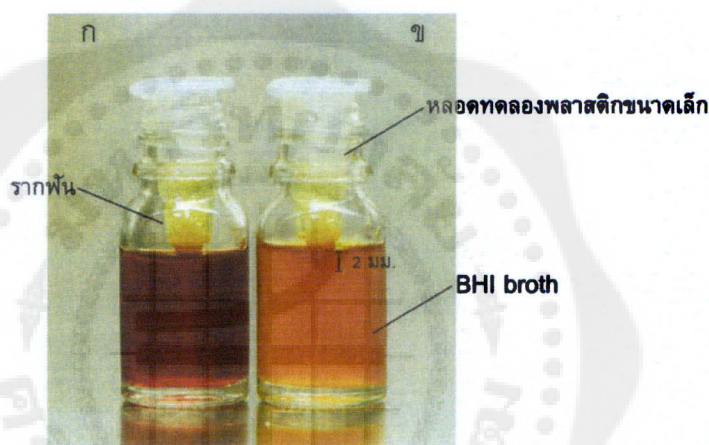
ตาราง 7 แสดงผลระยะช่องว่างเฉลี่ยระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันตามแนวแกนยาว

กลุ่ม	จำนวน (ชิ้น)	ค่าเฉลี่ยช่องว่าง (ไมโครเมตร)	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน
MTA	15	2.781 ^a	1.997
GI	15	6.645 ^b	2.269
CS30	15	5.643 ^b	2.416
CS50	15	7.739 ^b	2.898

(a, b, : สัญลักษณ์แสดงความแตกต่างระหว่างกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05)

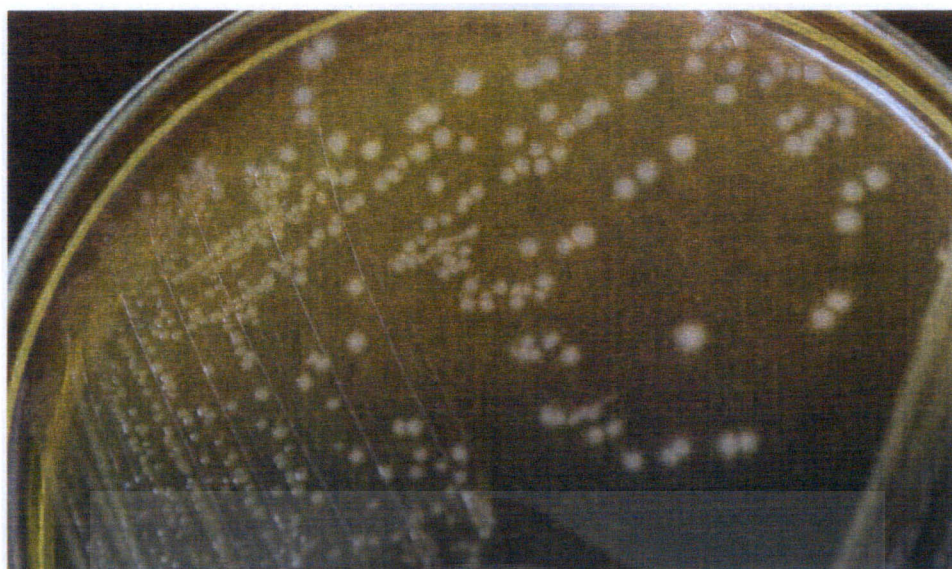
การศึกษาที่ 2 การศึกษาความสามารถในการต้านการรุกรานของแบคทีเรียบริเวณรอยต่อของวัสดุอุดปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน

จากการทดลองพบว่า ในกลุ่มควบคุมบวก (P) มีการรุกรานทั่วตัวอย่างภายใน 24 ชั่วโมง โดยสังเกตพบว่าจะมีการเปลี่ยนสีที่เกิดขึ้นของอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่างที่ผสมฟินอลเรดจากสีแดงเป็นสีเหลือง ดังแสดงในภาพประกอบ 31 ในขณะที่รากฟันในกลุ่มควบคุมลบ (N) จะไม่พบการเปลี่ยนสีของ ฟินอลเรด ซึ่งแสดงว่าอาหารเลี้ยงเชื้ออยู่ในสภาวะปลอดเชื้อตลอดระยะเวลา 60 วันที่ทำการศึกษา ซึ่งแสดงให้เห็นว่ารูปแบบในการศึกษาในครั้งนี้เป็นรูปแบบที่สามารถใช้ในการทดสอบการรุกรานของแบคทีเรียได้จริง



ภาพประกอบ 31 สีของอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่าง ก) ในสภาวะปลอดเชื้อ อาหารเลี้ยงเชื้อจะมีสีแดง ข) เมื่ออาหารเลี้ยงเชื้อปนเปื้อนแบคทีเรีย อาหารเลี้ยงเชื้อจะเปลี่ยนเป็นสีเหลือง

เมื่อทำการศึกษาในกลุ่มทดลอง พบว่าในระยะเวลา 60 วันของการทดลอง พบว่าการเปลี่ยนสีของอาหารเลี้ยงเชื้อจากสีแดงเป็นสีเหลืองทั้งหมด ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามีแบคทีเรียรุกรานออกมาปนเปื้อนในอาหารเลี้ยงเชื้อที่แบบจำลองห้องล่าง โดยในการศึกษานี้คือ เชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* หลังจากนั้นนำอาหารเลี้ยงเชื้อจากห้องจำลองห้องล่างที่เปลี่ยนสีแดงจากเป็นสีเหลือง มาเลี้ยงในอาหารเลี้ยงเชื้อชนิดแข็ง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง พบโคโลนีของเชื้อแบคทีเรียเพียงชนิดเดียว โดยมีลักษณะนูน สีขาวขุ่น มันวาว (ภาพประกอบ 32) ซึ่งเป็นลักษณะโคโลนีของเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* แสดงให้เห็นว่าไม่มีการปนเปื้อนของเชื้อชนิดอื่นในอาหารเลี้ยงเชื้อที่แบบจำลองห้องล่าง



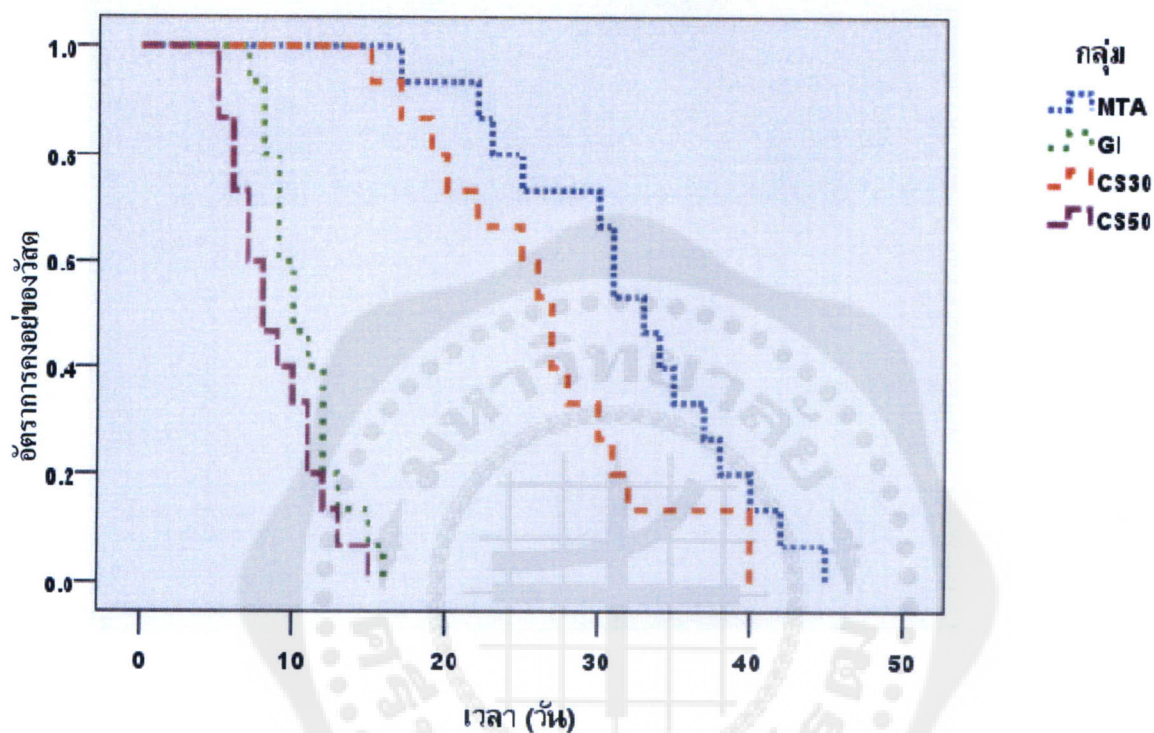
ภาพประกอบ 32 ลักษณะ โคโลนีของเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ที่นำมาจากอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่าง

จากการทดลองพบว่า กลุ่ม CS50 เกิดการรั่วซึมในช่วงวันที่ 5 ถึง 15 ส่วนกลุ่ม GI พบการรั่วซึมในช่วงวันที่ 7 ถึง 16 ต่อมากลุ่ม CS30 เกิดการรั่วซึมในช่วงวันที่ 15 ถึง 40 ในขณะที่กลุ่ม MTA เกิดการรั่วซึมในช่วงวันที่ 17 ถึง 45 เมื่อทำการวิเคราะห์อัตรารอดชีพโดย Kaplan-Meier method จะได้กราฟอัตราการคงอยู่ของวัสดุต่างๆ (ภาพประกอบ 33) ค่ามัธยฐานระยะรอดชีพ (Median survival time) ของวัสดุอุดปลายรากฟัน หลังทดสอบการรั่วซึมของแบคทีเรีย พบว่าในกลุ่มเอ็มทีเอมีค่ามากที่สุดเท่ากับ 33 วัน ซึ่งมีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียได้ดีที่สุด รองลงมาคือกลุ่ม CS30 มีค่ามัธยฐานการรั่วซึมแบคทีเรีย 27 วัน ในขณะที่กลุ่ม GI และกลุ่ม CS50 มีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมต่ำสุด โดยมีค่ามัธยฐานการรั่วซึมแบคทีเรียในวันที่ 10 และ 8 ตามลำดับ (ตาราง 8)

ตาราง 8 แสดงเปรียบเทียบวันที่เกิดการรั่วซึมของแบคทีเรียในกลุ่มต่างๆ

กลุ่ม	จำนวน	ค่ามัธยฐาน (วัน)	ค่าพิสัย (วัน)
MTA	15	33	27
GI	15	10	9
CS30	15	27	25
CS50	15	8	10

เมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างการรอดชีพของแต่ละกลุ่มด้วยสถิติ Log-rank test พบว่าอัตราการรอดชีพของกลุ่ม MTA และกลุ่ม CS30 แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่แตกต่างจากกลุ่ม GI และกลุ่ม CS50 ที่มีความสามารถในการต้านทานการรื้อซึมแบคทีเรียต่ำสุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0001$) (ภาพประกอบ 33)



ภาพประกอบ 33 แผนภูมิแสดงอัตราการคงอยู่ของวัสดุในกลุ่มต่างๆ ตลอดระยะเวลา 60 วัน

บทที่ 5

อภิปรายการวิจัย

ในการศึกษานี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความสามารถในการพ่นของวัสดุเคลือบพลาสติกกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งเป็นสมบัติหนึ่งในคุณสมบัติที่สำคัญของวัสดุเคลือบพลาสติก⁽²⁸⁾ เนื่องจากความสามารถในการพ่นของวัสดุเคลือบพลาสติก จะเป็นการป้องกันการซึมผ่านของแบคทีเรียจากภายในคลองรากฟันมารบกวนเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน การประเมินความสามารถในการพ่นก็มีหลายวิธี ยกตัวอย่างเช่น การประเมินการรั่วซึมของสารเคมี หรือแบคทีเรีย การประเมินการซึมผ่านของเหลว และการประเมินความแนบสนิทภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด แต่ละวิธีมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไป เช่น การใช้ตัวติดตาม (tracer) เป็นสีย้อมหรือไอโซโทปกัมมันตรังสี จะมีโอกาสรั่วซึมได้มาก ส่งผลให้เกิดการแปลผลเกินจริงได้⁽⁹⁸⁾ ในการศึกษาเลือกใช้แบคทีเรียเป็นตัวติดตามการรั่วซึม เนื่องจากเป็นวิธีที่ใกล้เคียงกับลักษณะที่เกิดขึ้นจริงในทางคลินิกที่สุด⁽¹⁰⁴⁾ ร่วมกับการศึกษาระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด เพื่อประเมินเสถียรภาพเชิงมิติและความแนบสนิทของวัสดุ เนื่องจากการประเมินการรั่วซึมแบคทีเรียจะให้ข้อมูลในเชิงคุณภาพ ไม่สามารถวัดเป็นปริมาณได้ ในการศึกษาจึงได้ประเมินควบคู่กับการศึกษาระยะช่องว่างเพื่อให้ได้ข้อมูลทั้งเชิงคุณภาพและปริมาณ

การประเมินช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด พบว่าการเตรียมชิ้นฟันก่อนที่จะนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด จะทำให้เกิดภาพที่ต่างจากความเป็นจริงรวมทั้งสิ่งทำขึ้น (artifact) ด้วย เช่น การเกิดรอยร้าวในส่วนของเนื้อเยื่อแข็ง รวมไปถึงเกิดการหดยาของฟันและวัสดุได้ จึงได้มีการแนะนำให้ทำแบบจำลองฟันเพื่อลดการเกิดความผิดพลาดที่จะเกิดขึ้น^(37,114,116,117) Torabinejad และคณะ ได้ศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟันระหว่างรากฟันและแบบจำลองรากฟัน พบสิ่งทำขึ้นและรอยร้าวขนาดเล็กในส่วนของรากฟัน⁽³⁷⁾ สอดคล้องกับการศึกษาของ Costa และคณะ⁽¹¹⁸⁾ ทำให้หลายๆการศึกษาเลือกวิเคราะห์ความแนบสนิทเฉพาะในแบบจำลองรากฟัน⁽¹¹⁹⁻¹²²⁾ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงประเมินความแนบสนิทโดยการทำแบบจำลองรากฟันขึ้น

ส่วนการประเมินการรั่วซึมของแบคทีเรีย ในการศึกษาเลือกใช้แบคทีเรียชนิดเดียวคือเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* เนื่องจากเชื้อชนิดนี้เป็นส่วนประกอบของจุลชีพประจำถิ่นในช่องปากของมนุษย์ และพบได้บ่อยในฟันที่ล้มเหลวจากการรักษารากฟัน⁽¹¹¹⁾ ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ต้องรักษาโดยการทำคลองรากฟัน อีกทั้งเป็นแบคทีเรียชนิดใช้หรือไม่ใช่ออกซิเจน (facultative anaerobe) ที่สามารถปรับตัวและแพร่กระจายได้ในสภาวะที่ขาดแคลนอาหารได้ดีกว่าแบคทีเรียชนิดอื่น⁽¹²³⁾ แต่การประเมินการรั่วซึมแบคทีเรียก็มีข้อจำกัดหลายอย่าง โดยค่าที่วัดได้จะเป็นข้อมูลในเชิงคุณภาพมากกว่าเชิงปริมาณ ทำให้ไม่สามารถบอกปริมาณของเชื้อที่รั่วซึมได้และไม่สามารถระบุวันแรกที่เชื้อแบคทีเรียเกิดการ

ร่วซึมได้ เนื่องจากการศึกษานี้การประเมินการร่วซึมแบบที่เรียกว่าการสังเกตสีของอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่างด้วยสายตา โดยสีของอาหารเลี้ยงเชื้อจะเปลี่ยนจากสีแดงเป็นสีเหลืองที่ชัดเจนพอที่จะเห็นได้ด้วยตา ดังนั้นผลของการศึกษานี้จะเป็นจำนวนวันที่เริ่มเห็นการเปลี่ยนสีของอาหารเลี้ยงเชื้อในแบบจำลองห้องล่างด้วยสายตา ไม่ใช่จำนวนวันแรกที่เกิดการร่วซึมของแบคทีเรีย

จากผลการศึกษาในการประเมินความเหมาะสมของวัสดุจากแบบจำลองรากฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด พบว่าในทั้ง 3 แบบของการศึกษา คือ (1) เมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ (2) ภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน และ (3) ตามแนวแกนยาวของรากฟัน ให้ผลที่มีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน คือ กลุ่มที่อุดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอจะมีความเหมาะสมที่สุดและแตกต่างจากกลุ่มทดลองอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาในการประเมินช่องว่างระหว่างวัสดุและคลองรากฟัน พบว่าเอ็มทีเอให้ความเหมาะสมที่สุดเมื่อเทียบกับอะมัลกัม กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ คอมโพสิต เรซิน ไออาร์เอ็ม และซูเปอร์อีบีเอ (37,119,124,125) เนื่องจากลักษณะธรรมชาติของเอ็มทีเอ เมื่อเอ็มทีเอผสมกับน้ำ จะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน เกิดการดูดน้ำของเอ็มทีเอ ทำให้เอ็มทีเอขยายตัวระหว่างวัสดุแข็งตัว ซึ่งเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เอ็มทีเอมีความเหมาะสมที่สุด ในขณะที่การศึกษาของ Costa และคณะ⁽¹²⁶⁾ พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความเหมาะสมที่สุด มีระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันน้อยกว่าเอ็มทีเอและพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ ซึ่งให้ผลที่แตกต่างจากการศึกษาในครั้งนี้ เนื่องจากใช้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์คนละชนิด รวมไปถึงขั้นตอนและวิธีการวัดระยะช่องว่างที่ต่างกัน

ส่วนรากฟันที่อุดปลายด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 และ 50 โดยน้ำหนัก ในการศึกษาเลือกใช้ Accudose Needle Tubes[®] ฉีดวัสดุเข้าไปในโพรงปลายรากฟันเพื่อลดช่องว่างที่เกิดขึ้น เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะมีลักษณะเหนียวติดเครื่องมือ ดังนั้นการใช้เครื่องมือในการกดอัดวัสดุให้เข้าไปในโพรงรากฟันที่มีขนาดเล็กจะสามารถทำให้เกิดช่องว่างขึ้น จากผลการศึกษาพบว่ากลุ่มที่อุดปลายรากฟันด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก มีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างที่ใกล้เคียงกัน ในขณะที่กลุ่มที่อุดปลายรากฟันด้วยวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก มีระยะช่องว่างระหว่างวัสดุมากที่สุด แสดงว่าเป็นวัสดุที่มีความเหมาะสมต่ำที่สุดของการทดลอง ซึ่งน่าจะเป็นผลของความหนืดของวัสดุในกลุ่ม CS50 เนื่องจากภายหลังจากการผสม จะพบว่ามีลักษณะข้นหนืดอย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับกลุ่ม GI และกลุ่ม CS30 ทำให้กลุ่ม CS50 มีพลังงานที่ผิวต่ำ (low surface energy) นำไปสู่ความสามารถการไหลแผ่ต่ำลง สังเกตจากโมโนแคลเซียมซิลิเกตมีความหนาแน่นที่ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ดังนั้นเมื่อชั่งกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่น้ำหนักเท่ากัน พบว่าปริมาณผงของโมโนแคลเซียมซิลิเกตจะมีมากกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ทั้งนี้อัตราส่วนของผงต่อของเหลวที่ใช้ในการศึกษานี้คำนวณมาจากปริมาณของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เพียงอย่างเดียวตามการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะ⁽²³⁾ ทำ

ให้ปริมาณของเหลวที่ใช้อาจจะยังไม่เหมาะสม ดังนั้นจากผลการทดลองในการประเมินระยะช่องว่างนี้พบว่าปริมาณโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่มากขึ้น จะทำให้วัสดุผสมมีลักษณะความขึ้นหนืดมากขึ้น ซึ่งมีผลต่อความแนบสนิทของวัสดุ เกิดมีระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันที่มากขึ้น

ในการศึกษานี้ได้ประเมินระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันและผนังคลองรากฟันภายหลังจากแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน จากผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันและผนังคลองรากฟันเมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์จะมีค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ทุกกลุ่มทดลอง ยกเว้นในกลุ่ม GI ทั้งนี้สาเหตุที่ทำให้ระยะช่องว่างมีขนาดเล็กลง เกิดจากการที่วัสดุขยายตัวเนื่องจากการดูดน้ำรวมไปถึงการที่วัสดุมีกิจกรรมทางชีวภาพเกิดขึ้นของอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของวัสดุ มีการศึกษาจำนวนมากได้ศึกษาสมบัติของเอ็มทีเอพบว่าเมื่อนำเอ็มทีเอแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย พบว่าเอ็มทีเอสามารถเหนียวน้ำให้เกิดชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์บนผิวของเอ็มทีเอได้^(5,7,47)

ส่วน Sangsawatpong และคณะ⁽²³⁾ พบว่าการเติมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ชนิดหนืดสูง ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก แช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย 7 วัน สามารถเหนียวน้ำให้เกิดชั้นของอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของวัสดุ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าวัสดุผสมชนิดนี้มีกิจกรรมทางชีวภาพ แต่ไม่พบการเกิดอะพาไทต์ในวัสดุที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ชนิดหนืดสูง ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก แช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย 28 วัน ซึ่งสอดคล้องกับ Yli-Urpo และคณะ⁽¹²⁷⁾ ที่ไม่พบการเกิดอะพาไทต์ขึ้นบนผิวของวัสดุผสมที่มีการเติมไบโอแอกทีฟกลาส (Bioactive glass, BAG) ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก ลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมภายหลังจากการแช่สารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน จากทั้ง 2 การศึกษาข้างต้นพบว่าในขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานไม่ได้ทำการขัดผิววัสดุก่อนที่จะแช่สารละลายทางสรีรวิทยา ซึ่ง Kamitakahara และคณะ⁽¹²⁸⁾ พบว่าขณะเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์อาจมีส่วนของโพลิเมอร์ปกคลุมขัดขวางการสร้างอะพาไทต์ของวัสดุชีวกัมมันต์เมื่อผสมลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ เนื่องจากข้อจำกัดของการศึกษานี้ทำให้จำเป็นต้องการขัดผิววัสดุก่อนที่จะนำไปแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย ซึ่งน่าจะส่งเสริมให้เกิดชั้นของอะพาไทต์ขึ้นบนผิววัสดุได้ แต่อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ไม่สามารถยืนยันได้ เนื่องจากการไม่มีการวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุต่างๆ ทั้งนี้มีการศึกษาจำนวนมากพบว่าระยะเวลาในการแช่สารละลายที่มากขึ้น ส่งผลทำให้วัสดุความแนบสนิทที่ดีขึ้น^(22,124,129) ซึ่งจะเป็นผลดีที่จะนำวัสดุมาใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันที่มีการสัมผัสกับของเหลวในร่างกายตลอดเวลา

ในช่วงที่สองของการศึกษานี้เป็นการประเมินการรั่วซึมแบคทีเรีย ภายใต้เงื่อนไขของการศึกษานี้พบว่า การอุดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอ (กลุ่ม MTA) มีความสามารถในการต้านการรั่วซึมแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ได้ดีที่สุด กลุ่มที่รองลงมาจะเป็นกลุ่มที่อุดปลายรากฟันด้วยโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ชนิดหนืดสูง ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก (กลุ่ม CS30) โดยแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทาง

สถิติ แต่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจากกลุ่ม GI และ CS50 โดยกลุ่ม CS50 จะเกิดการรั่วซึมแบบที่เร็วที่สุด แสดงว่ามีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบบที่เร็วที่สุด ซึ่งในการประเมินความสามารถต้านทานการรั่วซึมของแบคทีเรียในการศึกษานี้ ทำโดยการจุ่มปลายรากฟันได้รับการอุดโพรงปลายรากฟันลงไปในการอาหารเลี้ยงเชื้อจนกว่าจะเกิดการรั่วซึม ซึ่งการจุ่มในการอาหารเลี้ยงเชื้อเป็นเวลานานอาจมีต่อวัสดุ และส่งผลต่อการรั่วซึมแบบที่เร็วได้

จากผลการศึกษาจะเห็นได้ว่า กลุ่ม MTA มีความสามารถต้านทานการรั่วซึมของแบคทีเรียได้เป็นเวลานาน โดยมีค่าเฉลี่ยการรั่วซึมแบคทีเรียอยู่ที่ 33 วัน ในขณะที่กลุ่ม CS50 มีค่าเฉลี่ยการรั่วซึมแบคทีเรียเร็วที่สุดคือ 8 วัน ซึ่งให้ผลที่สอดคล้องกับการศึกษาระยะช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันและผนังคลองรากฟันในช่วงแรก โดยผลที่เกิดขึ้นในกลุ่ม MTA นี้ อาจเกิดจากการที่เอ็มทีเอมีความแนบสนิทที่ดี โดย Jacobovitz และคณะ⁽¹³⁰⁾ ศึกษาความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรีย จากผลการศึกษาไม่พบการรั่วซึมของเอ็มทีเอตลอดการทดลองเป็นเวลา 30 วัน โดยสอดคล้องกับการศึกษาต่างๆที่ผ่านมา พบว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมได้ดีกว่าวัสดุชนิดอื่นรวมทั้งกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์^(37,119,131,132) อย่างไรก็ตามอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เอ็มทีเอมีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียได้คือนั่น คือการที่เอ็มทีเอมีสมบัติในการต้านเชื้อแบคทีเรีย (antibacterial activity) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าพบว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการต้านทานแบคทีเรีย รวมทั้งเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis*^(133,134) จากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽⁸⁾ พบว่าภายหลังจากการผสมเอ็มทีเอ มีค่าความเป็นกรด-ด่าง 10.2 และเพิ่มสูงเป็น 12.5 ภายใน 3 ชั่วโมง ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ซึ่งค่าความเป็นด่างที่สูงของเอ็มทีเอ ทำให้เอ็มทีเอมีสมบัติต้านแบคทีเรีย

ส่วนกลุ่ม GI มีค่าเฉลี่ยการรั่วซึมแบคทีเรียอยู่ที่ 10 วัน แสดงให้เห็นว่ามีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียที่ด้อยกว่ากลุ่ม MTA และ CS30 ซึ่งให้ผลการศึกษาที่ต่างจากการศึกษาของ Lodiene และคณะ⁽⁹⁵⁾ ศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมแบคทีเรียของเอ็มทีเอ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และคอมโพสิต เรซิน เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุ พบว่าเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติและเหนือกว่าคอมโพสิต เรซินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการศึกษาของ Wu และคณะ⁽¹³⁵⁾ พบว่าเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เกิดการรั่วซึมน้อยกว่าอะมัลกัมและซูเปอร์อีบีเอ ในช่วงเวลา 3, 6 และ 12 เดือน ในทางตรงกันข้ามผลการศึกษาในครั้งนี้จะสอดคล้องกับการศึกษาอื่นๆที่พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีจะเกิดการรั่วซึมบริเวณปลายรากฟันได้สูงเมื่อเทียบกับวัสดุชนิดอื่น⁽¹³⁶⁻¹³⁸⁾ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เมื่อผสมเสร็จจะมีสมบัติในการต้านเชื้อแบคทีเรียรวมทั้งเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* ด้วย ซึ่งจะมีผลยับยั้งการเจริญของแบคทีเรียอย่างน้อย 1 สัปดาห์^(139,140) แต่ถ้าผสมวัสดุทิ้งไว้ 1 สัปดาห์ พบว่าเชื้อแบคทีเรียชนิด *E. faecalis* จะมีการเจริญเติบโตของแบคทีเรียทันทีภายหลังจากการสัมผัสโดยตรง⁽¹⁴⁰⁾ โดยในการศึกษานี้ได้บรรจุเชื้อ *E. faecalis* ภายหลังจากวัสดุผสมทิ้งไว้แล้ว 4 วัน ดังนั้นผลของการต้านเชื้อแบคทีเรียของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในการศึกษานี้ น่าจะไม่มีผลต่อการรั่วซึมแบคทีเรียที่เกิดขึ้น

ทั้งนี้จากผลการศึกษาในกลุ่ม CS30 และ CS50 ที่มีการผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงไปในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ พบว่าในกลุ่ม CS30 มีความสามารถในการด้านการรั่วซึมแบคทีเรียใกล้เคียงกับกลุ่ม MTA ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงไปในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก จะทำให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความสามารถในการด้านการรั่วซึมแบคทีเรียได้ดีขึ้น แต่ในกลุ่ม CS50 จะมีความสามารถในการต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียต่ำสุดการทดลองครั้งนี้ จากผลการศึกษาในช่วงแรกจะเห็นได้ว่ากลุ่ม CS50 มีระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันมากที่สุด ความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันที่ต่ำสุด จากการที่ลักษณะวัสดุชนิดนี้มีความข้นหนืด จึงนำไปสู่การรั่วซึมแบคทีเรียเร็วที่สุด

การศึกษานี้เป็นการทดสอบภายใต้ห้องปฏิบัติการที่มีการควบคุมปัจจัยต่างๆ ไว้ แม้ผลการศึกษาจะพบว่าวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก ทำให้กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีสมบัติด้านความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและความสามารถด้านการรั่วซึมแบคทีเรียที่ดีขึ้นเมื่อเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ในขณะที่การเติมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงปร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ทำให้วัสดุมีลักษณะข้นหนืด ส่งผลให้มีระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันที่มากและต้านทานการรั่วซึมแบคทีเรียต่ำ แต่เมื่อแช่วัสดุผสมทั้งสองกลุ่มนี้ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน พบว่าระยะช่องว่างระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันมีแนวโน้มลดลง ดังนั้นการศึกษานในอนาคตควรศึกษาวิเคราะห์หาองค์ประกอบของธาตุต่างๆ และควรติดตามลักษณะของวัสดุผสมเมื่อแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลานานขึ้นของวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก เพื่อยืนยันการเกิดชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ รวมทั้งหาอัตราส่วนผดของเหลวของวัสดุผสมใหม่ เพื่อให้วัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก มีความสามารถในการไหลแผ่ที่ดีขึ้นและมีความแนบสนิทดีขึ้นด้วย

บทที่ 6

สรุปผลการทดลอง

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาทางห้องปฏิบัติการ การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการเติมโมโนแคลเซียมซิลิเกตลงในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก จะสามารถพัฒนาสมบัติในการฉีกของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ได้ดีขึ้น ทั้งในด้านความเหนียวและความสามารถในการต้านทานการร้าวซึมแบคทีเรีย ดังนั้นวัสดุผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกต ร้อยละ 30 โดยน้ำหนัก อาจจะมีศักยภาพในการนำไปใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันได้



บรรณานุกรม



บรรณานุกรม

1. Setzer FC, Shah SB, Kohli MR, Karabucak B, Kim S. (2010). Outcome of endodontic surgery: a meta-analysis of the literature--part 1: Comparison of traditional root-end surgery and endodontic microsurgery. *J Endod* 36(11):1757-65.
2. Harty FJ, Parkins BJ, Wengraf AM. (1970). The success rate of apicectomy. A retrospective study of 1,016 cases. *Br Dent J* 129(9):407-13.
3. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 19(12):591-5.
4. Torabinejad M, Chivian N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 25(3):197-205.
5. Torabinejad M, Parirokh M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod* 36(2):190-202.
6. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. (1994). Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod* 20(4):159-63.
7. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. (2006). Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod* 32(5):425-8.
8. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 21(7):349-53.
9. Parirokh M, Torabinejad M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod* 36(3):400-13.
10. Guggenberger R, May R, Stefan KP. (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials* 19(6):479-83.
11. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. (2001). Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 17(5):456-70.
12. Zmener O, Dominguez FV. (1983). Tissue response to a glass ionomer used as an endodontic cement. A preliminary study in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 56(2):198-205.
13. Callis PD, Santini A. (1987). Tissue response to retrograde root fillings in the ferret canine: a comparison of a glass ionomer cement and gutta-percha with sealer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 64(4):475-9.

14. De Bruyne MA, De Moor RJ. (2004). The use of glass ionomer cements in both conventional and surgical endodontics. *Int Endod J* 37(2):91-104.
15. Smith DC. (1990) Composition and characteristics of glass ionomer cements. *J Am Dent Assoc* 120(1):20-2.
16. Mount GJ. (1994) Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 19(3):82-90.
17. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. (1997). Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int* 28(10):667-76.
18. de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT. (2003) In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements. *Biomaterials* 24(21):3853-8.
19. Lucas ME, Arita K, Nishino M. (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials* 24(21):3787-94.
20. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. (2008). Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater* 4(2):432-40.
21. Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. (2000). Influence of preparation conditions on the microstructure and bioactivity of α -CaSiO₃ ceramics: formation of hydroxyapatite in simulated body fluid. *J Biomed Mater Res* 52(1):30-9.
22. Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. (2002). Formation of hydroxyapatite on CaSiO₃ powders in simulated body fluid. *Journal of the European Ceramic Society* 22(4):511-20.
23. Sangsawatpong W. (2014). Bioactivity and biocompatibility of glass ionomer cement added with monocalcium silicate at various ratios. Master of Science degree (Endodontology). Bangkok: Srinakarinwirot University.
24. Pothiraksanont S. (2014). A comparative study of physical properties of GIC containing β -monocalcium silicate to mineral trioxide aggregate (MTA). Master of Science degree (Endodontology). Srinakarinwirot University.
25. Altonen M, Mattila K. (1976). Follow-up study of apicoectomized molars. *Int J Oral Surg* 5(1):33-40.
26. Friedman S. (1991) Retrograde approaches in endodontic therapy. *Endod Dent Traumatol* 7(3):97-107.
27. Tsesis I, Rosen E, Taschieri S, Telishevsky Strauss Y, Ceresoli V, Del Fabbro M. (2013). Outcomes of surgical endodontic treatment performed by a modern technique: an updated meta-analysis of the literature. *J Endod* 39(3):332-9.

28. Chong BS, Pitt Ford TR. (2005). Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endodontic Topics* 11(1):114-30.
29. Tronstad L, Trope M, Doering A, Hasselgren G. (1983). Sealing ability of dental amalgams as retrograde fillings in endodontic therapy. *J Endod* 9(12):551-3.
30. Woo YR, Wassell RW, Foreman PC. (1990) Evaluation of sealing properties of 70 degrees C thermoplasticized gutta-percha used as a retrograde root filling. *Int Endod J* 23(2):107-12.
31. Chong BS, Ford TR, Kariyawasam SP. (1997). Tissue response to potential root-end filling materials in infected root canals. *Int Endod J* 30(2):102-14.
32. Dorn SO, Gartner AH. (1990) Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *J Endod* 16(8):391-3.
33. O'Connor RP, Hutter JW, Roahen JO. (1995). Leakage of amalgam and Super-EBA root-end fillings using two preparation techniques and surgical microscopy. *J Endod* 21(2):74-8.
34. Bondra DL, Hartwell GR, MacPherson MG, Portell FR. (1989). Leakage in vitro with IRM, high copper amalgam, and EBA cement as retrofilling materials. *J Endod* 15(4):157-60.
35. Trope M, Lost C, Schmitz HJ, Friedman S. (1996). Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 81(2):221-8.
36. Arnold JW, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Borke JL, Pashley DH. (1997) The disintegration of superEBA cement in solutions with adjusted pH and osmolarity. *J Endod* 23(11):663-8.
37. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. (1995). Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod* 21(6):295-9.
38. Darvell BW, Wu RC. (2011). "MTA"-an Hydraulic Silicate Cement: review update and setting reaction. *Dent Mater* 27(5):407-22.
39. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater* 20(1):45-50.
40. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. (2008). Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater* 24(2):149-64.
41. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 31(2):101-3.

42. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater* 21(4):297-303.
43. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Stowe S, Brink F. (2006). A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. *J Mater Sci Mater Med* 17(2): 187-91.
44. Komabayashi T, Spangberg LS. (2008). Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod* 34(1):94-8.
45. Wang W-H, Wang C-Y, Shyu Y-C, Liu C-M, Lin F-H, Lin C-P. (2010). Compositional characteristics and hydration behavior of mineral trioxide aggregates. *Journal of Dental Sciences* 5(2):53-9.
46. Camilleri J. (2007) Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 40(6):462-70.
47. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 31(2):97-100.
48. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. (1998). Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 24(8):543-7.
49. Thomson TS, Berry JE, Somerman MJ, Kirkwood KL. (2003). Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 29(6):407-12.
50. Bonson S, Jeanson BG, Lallier TE. (2004). Root-end filling materials alter fibroblast differentiation. *J Dent Res* 83(5):408-13.
51. Al-Rabeah E, Perinpanayagam H, MacFarland D. (2006). Human alveolar bone cells interact with ProRoot and tooth-colored MTA. *J Endod* 32(9):872-5.
52. Osorio RM, Hefti A, Vertucci FJ, Shawley AL. (1998). Cytotoxicity of endodontic materials. *J Endod* 24(2):91-6.
53. Bodrumlu E. (2008). Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. *Aust Endod J* 34 (1):30-5.
54. Vajrabhaya LO, Korsuwannawong S, Jantararat J, Korre S. (2006). Biocompatibility of furcal perforation repair material using cell culture technique: Ketac Molar versus ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 102(6):e48-50.
55. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. (1995) Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endod* 21(10):489-92.
56. Wilson AD, Kent BE. (1971). The Glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol* 21(11):313.

57. Smith DC. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials* 19(6):467-78.
58. Nicholson JW. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials* 19(6):485-94.
59. Lohbauer U. (2009). Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends. *Materials* 3(1):76-96.
60. Walls AW. (1986) Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent* 14(6):231-46.
61. Wilson AD, McLean JW. *Glass-ionomer cement*. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co; 1988.
62. Davidson CL, Mjor IA. *Advances in Glass-Ionomer Cements*. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co 1999.
63. Croll TP, Nicholson JW. (2002) Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent* 24(5):423-9.
64. Hse KM, Leung SK, Wei SH. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J* 44(1):1-11.
65. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 25(9):587-9.
66. Mitra SB. (1991) Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 70(1):72-4.
67. Mathis RS, Ferracane JL. (1989). Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 5(5):355-8.
68. Nagaraja UP, Kishore G. (2005). Glass ionomer cement - the different generations. *Trends Biomater Artif Organs* 18(2):158-65.
69. Meryon SD, Stephens PG, Browne RM. (1983). A comparison of the in vitro cytotoxicity of two glass-ionomer cements. *J Dent Res* 62(6):769-73.
70. Brook IM, Hatton PV. (1998). Glass-ionomers: bioactive implant materials. *Biomaterials* 19(6):565-71.
71. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *biocompatibility of dental materials*: Springer-Verlag GmbH, Heidelberg, Germany 2009.
72. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. (1979). Biological evaluation on glass ionomer cement. *J Dent Res* 58(3):1080-6.
73. Lehtinen R. (1986). Tissue reactions to glass ionomer cement and dental amalgam in the rat. *Proceedings of the Finnish Dental Society Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia* 82(3): 144-7.
74. Tai KW, Chang YC. (2000). Cytotoxicity evaluation of perforation repair materials on human periodontal ligament cells in vitro. *J Endod* 26(7):395-7.

75. Oliva A, Della Ragione F, Salerno A, Riccio V, Tartaro G, Cozzolino A, et al. (1996).
Biocompatibility studies on glass ionomer cements by primary cultures of human osteoblasts.
Biomaterials 17(13):1351-6.
76. Kanjevac T, Milovanovic M, Volarevic V, Lukic ML, Arsenijevic N, Markovic D, et al. (2012)
Cytotoxic effects of glass ionomer cements on human dental pulp stem cells correlate with
fluoride release. *Med Chem* 8(1):40-5.
77. Aranha AM, Giro EM, Souza PP, Hebling J, de Souza Costa CA. (2006). Effect of curing regime on
the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell
line. *Dent Mater* 22(9):864-9.
78. Leyhausen G, Abtahi M, Karbakhsh M, Sapotnick A, Geurtsen W. (1998). Biocompatibility of
various light-curing and one conventional glass-ionomer cement. *Biomaterials* 19(6):559-64.
79. Hench LL. (1991). Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*
American Ceramic Society 74(7):1487-510.
80. Cao W, Hench LL. (1996). Bioactive materials. *Ceramics International* 22(6):493-507.
81. Liu X, Morra M, Carpi A, Li B. (2008) Bioactive calcium silicate ceramics and coatings. *Biomed*
Pharmacother 62(8):526-9.
82. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. (2008). Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal*
of the European Ceramic Society 28(7):1319-27.
83. Siriphannon P, Hayashi S, Yasumori A, Okada K. (1999). Preparation and sintering of CaSiO_3 from
coprecipitated powder using NaOH as precipitant and its apatite formation in simulated body
fluid solution. *Journal of Materials Research* 14:529-36.
84. Ni S, Chang J, Chou L. (2006). A novel bioactive porous CaSiO_3 scaffold for bone tissue engineering.
J Biomed Mater Res A 76(1):196-205.
85. De Aza PN, Luklinska ZB, Anseau MR, Guitian F, De Aza S. (1999). Bioactivity of
pseudowollastonite in human saliva. *J Dent* 27(2):107-13.
86. Lin K, Zhai W, Ni S, Chang J, Zeng Y, Qian W. (2005). Study of the mechanical property and in vitro
biocompatibility of CaSiO_3 ceramics. *Ceramics International* 31(2):323-6.
87. Li H, Chang J. (2004) Fabrication and characterization of bioactive wollastonite/PHBV composite
scaffolds. *Biomaterials* 25(24):5473-80.
88. Monvisade P, Siriphannon P, Jermungnorn R, Rattanabodee S. (2007). Preparation of
hydroxyapatite/poly(methyl methacrylate) and calcium silicate/poly(methyl methacrylate)
interpenetrating hybrid composites. *J Mater Sci Mater Med* 18(10):1955-9.

89. Arita K, Lucas ME, Nishino M. (2003). The effect of adding hydroxyapatite on the flexural strength of glass ionomer cement. *Dent Mater J* 22(2):126-36.
90. Arita K, Yamamoto A, Shinonaga Y, Harada K, Abe Y, Nakagawa K, et al. (2011). Hydroxyapatite particle characteristics influence the enhancement of the mechanical and chemical properties of conventional restorative glass ionomer cement. *Dent Mater J* 30(5):672-83.
91. Torabinejad M, Lee SJ, Hong CU. (1994). Apical marginal adaptation of orthograde and retrograde root end fillings: a dye leakage and scanning electron microscopic study. *J Endod* 20(8):402-7.
92. Gerhards F, Wagner W. (1996). Sealing ability of five different retrograde filling materials. *J Endod* 22(9):463-6.
93. Dow PR, Ingle JJ. (1955). Isotope determination of root canal failure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 8(10):1100-4.
94. Matloff IR, Jensen JR, Singer L, Tabibi A. (1982). A comparison of methods used in root canal sealability studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 53(2):203-8.
95. Lodiene G, Kleivmyr M, Bruzell E, Orstavik D. (2011). Sealing ability of mineral trioxide aggregate, glass ionomer cement and composite resin when repairing large furcal perforations. *Br Dent J* 210(5):E7.
96. De Bruyne MA, De Bruyne RJ, Rosiers L, De Moor RJ. (2005). Longitudinal study on microleakage of three root-end filling materials by the fluid transport method and by capillary flow porometry. *Int Endod J* 38(2):129-36.
97. Ahlberg KM, Assavanop P, Tay WM. (1995). A comparison of the apical dye penetration patterns shown by methylene blue and india ink in root-filled teeth. *Int Endod J* 28(1):30-4.
98. Kersten HW, Moorer WR. (1989). Particles and molecules in endodontic leakage. *Int Endod J* 22(3):118-24.
99. Wainwright WW, Lemoine FA. (1950). Rapid diffuse penetration of intact enamel and dentin by carbon 14-labeled urea. *J Am Dent Assoc* 41(2):135-45.
100. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. (1986). Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. *J Prosthet Dent* 56(4):435-40.
101. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR, Moorer WR. (1993). Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. *Int Endod J* 26(4):203-8.
102. Cobankara FK, Adanir N, Belli S, Pashley DH. (2002). A quantitative evaluation of apical leakage of four root-canal sealers. *Int Endod J* 35(12):979-84.

103. Pommel L, Camps J. (2001). Effects of pressure and measurement time on the fluid filtration method in endodontics. *J Endod* 27(4):256-8.
104. Torabinejad M, Pitt Ford TR. (1996). Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol* 12(4):161-78.
105. Goldman LB, Goldman M, Kronman JH, Letourneau JM. (1980). Adaptation and porosity of poly-HEMA in a model system using two microorganisms. *J Endod* 6(8):683-6.
106. Timpawat S, Amornchat C, Trisuwan WR. (2001). Bacterial coronal leakage after obturation with three root canal sealers. *J Endod* 27(1):36-9.
107. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. (1990). In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod* 16(12):566-9.
108. Kos WL, Aulozzi DP, Gerstein H. (1982). A comparative bacterial microleakage study of retrofilling materials. *J Endod* 8(8):355-8.
109. Pitout E, Oberholzer TG, Blignaut E, Molepo J. (2006). Coronal leakage of teeth root-filled with gutta-percha or Resilon root canal filling material. *J Endod* 32(9):879-81.
110. Miletic I, Ribaric SP, Karlovic Z, Jukic S, Bosnjak A, Anic I. (2002) Apical leakage of five root canal sealers after one year of storage. *J Endod* 28(6):431-2.
111. Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjogren U. (1998). Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85(1):86-93.
112. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, Owatz CB. (2006). *Enterococcus faecalis*: its role in root canal treatment failure and current concepts in retreatment. *J Endod* 32(2):93-8.
113. Tselnik M, Baumgartner JC, Marshall JG. (2004). Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endod* 30(11):782-4.
114. Stabholz A, Friedman S, Abed J. (1985). Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *J Endod* 11(5):218-23.
115. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. (1990). Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. *J Biomed Mater Res* 24(6):721-34.
116. Kusy RP, Leinfelder KF. (1977). In situ replication techniques: I. Preliminary screening and the negative replication technique. *J Dent Res* 56(8):925-32.
117. Fitzpatrick EL, Steiman HR. (1997). Scanning electron microscopic evaluation of finishing techniques on IRM and EBA retrofillings. *J Endod* 23(7):423-7.

118. Costa AT, Post LK, Xavier CB, Weber JB, Gerhardt-Oliveira M. (2008). Marginal adaptation and microleakage of five root-end filling materials: an in vitro study. *Minerva Stomatol* 57(6): 295-300.
119. Gondim E, Zaia AA, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. (2003). Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *Int Endod J* 36(7):491-9.
120. Gray GJ, Hatton JF, Holtzmann DJ, Jenkins DB, Nielsen CJ. (2000). Quality of root-end preparations using ultrasonic and rotary instrumentation in cadavers. *J Endod* 26(5):281-3.
121. Waplington M, Lumley PJ, Walmsley AD. (1997). Incidence of root face alteration after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 83(3):387-92.
122. Weston GD, Moule AJ, Bartold PM. (1999). A scanning electron microscopic evaluation of root surfaces and the gutta-percha interface following root-end resection in vitro. *Int Endod J* 32(6):450-8.
123. Love RM. (2001). *Enterococcus faecalis*--a mechanism for its role in endodontic failure. *Int Endod J* 34(5):399-405.
124. Badr AE. (2010). Marginal adaptation and cytotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. *J Endod* 36(6):1056-60.
125. Rosa RA, Santini MF, Heiden K, So BB, Kuga MC, Pereira JR, et al. (2013). SEM Evaluation of the Interface Between Filling and Root-End Filling Materials. *Scanning*.
126. Costa AT, Konrath F, Dedavid B, Weber JB, de Oliveira MG. (2009). Marginal adaptation of root-end filling materials: an in vitro study with teeth and replicas. *J Contemp Dent Pract* 10(2):75-82.
127. Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater* 21(3):201-9.
128. Kamitakahara M, Kawashita M, Kokubo T, Nakamura T. (2001). Effect of polyacrylic acid on the apatite formation of a bioactive ceramic in a simulated body fluid: fundamental examination of the possibility of obtaining bioactive glass-ionomer cements for orthopaedic use. *Biomaterials* 22(23):3191-6.
129. Parirokh M, Askarifard S, Mansouri S, Haghdoust AA, Raoof M, Torabinejad M. (2009). Effect of phosphate buffer saline on coronal leakage of mineral trioxide aggregate. *J Oral Sci* 51(2):187-91.

130. Jacobovitz M, Vianna ME, Pandolfelli VC, Oliveira IR, Rossetto HL, Gomes BP. (2009). Root canal filling with cements based on mineral aggregates: an in vitro analysis of bacterial microleakage. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108(1):140-4.
131. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR. (1995). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 21(3):109-12.
132. Barrieshi-Nusair KM, Hammad HM. (2005). Intracoronaral sealing comparison of mineral trioxide aggregate and glass ionomer. *Quintessence Int* 36(7-8):539-45.
133. Tanomaru-Filho M, Tanomaru JM, Barros DB, Watanabe E, Ito IY. (2007). In vitro antimicrobial activity of endodontic sealers, MTA-based cements and Portland cement. *J Oral Sci* 49(1):41-5.
134. Sipert CR, Hussne RP, Nishiyama CK, Torres SA. (2005). In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez. *Int Endod J* 38(8):539-43.
135. Wu MK, Kontakiotis EG, Wesselink PR. (1998). Long-term seal provided by some root-end filling materials. *J Endod* 24(8):557-60.
136. Siqueira JF, Jr., Rocas IN, Abad EC, Castro AJ, Gahyva SM, Favieri A. (2001). Ability of three root-end filling materials to prevent bacterial leakage. *J Endod* 27(11):673-5.
137. Xavier CB, Weismann R, de Oliveira MG, Demarco FF, Pozza DH. (2005). Root-end filling materials: apical microleakage and marginal adaptation. *J Endod* 31(7):539-42.
138. Biggs JT, Benenati FW, Powell SE. (1995). Ten-year in vitro assessment of the surface status of three retrofilling materials. *J Endod* 21(10):521-5.
139. E. Sayanjali FT, F. S. Tabatabaei, E. V. Dastjerdie, M. Oskoui. (2012). In-vitro comparison of the antimicrobial properties of glass ionomer cements with zinc phosphate cements. *IJPR* 11(1): 77-82.
140. Davidovich E, Weiss E, Fuks AB, Beyth N. (2007). Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Am Dent Assoc* 138(10):1347-52.

ภาคผนวก



ตารางก.1 ข้อมูลค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างช่องว่างระหว่างวัสดุอุปลายรากฟันชนิดต่างๆกับผนังคลองรากฟัน
ภายหลังจากวัสดุอุปลายรากฟันก่อตัวสมบูรณ์ (ไมโครเมตร)

	MTA	GI	CS30	CS50
1	2.1979	10.7509	6.3531	7.1348
2	0.8927	10.5027	1.8431	10.8822
3	2.1642	3.9975	1.0656	7.1526
4	0.7919	2.2659	2.7384	9.0052
5	2.102	10.2335	5.2856	11.2849
6	2.3609	4.5986	5.3646	12.362
7	2.5458	4.3833	3.8831	7.7148
8	0.612	6.7309	2.6273	15.1671
9	0.000	5.8209	4.4608	14.4188
10	0.9173	6.5575	2.9013	21.9053
11	3.0893	6.0319	6.7391	12.9993
12	0.464	4.5922	5.8945	16.8617
13	0.000	6.4631	7.8311	14.4062
14	2.0431	8.9375	4.3203	11.4869
15	0.000	6.000	7.9748	18.5727

ตารางก.2 การกระจายตัวของข้อมูลค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างภายหลังจากวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์

Group	Kolmogorov-Smirnov test		
	Statistic	df	Sig.
MTA	.204	15	.093
GI	.143	15	.200 [*]
CS30	.217	15	.056
CS50	.145	15	.200 [*]

ตารางก.3 ความแปรปรวนของข้อมูลของแต่ละกลุ่มภายหลังจากวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์

Test of Homogeneity of Variances			
Gap			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
5.847	3	56	.002

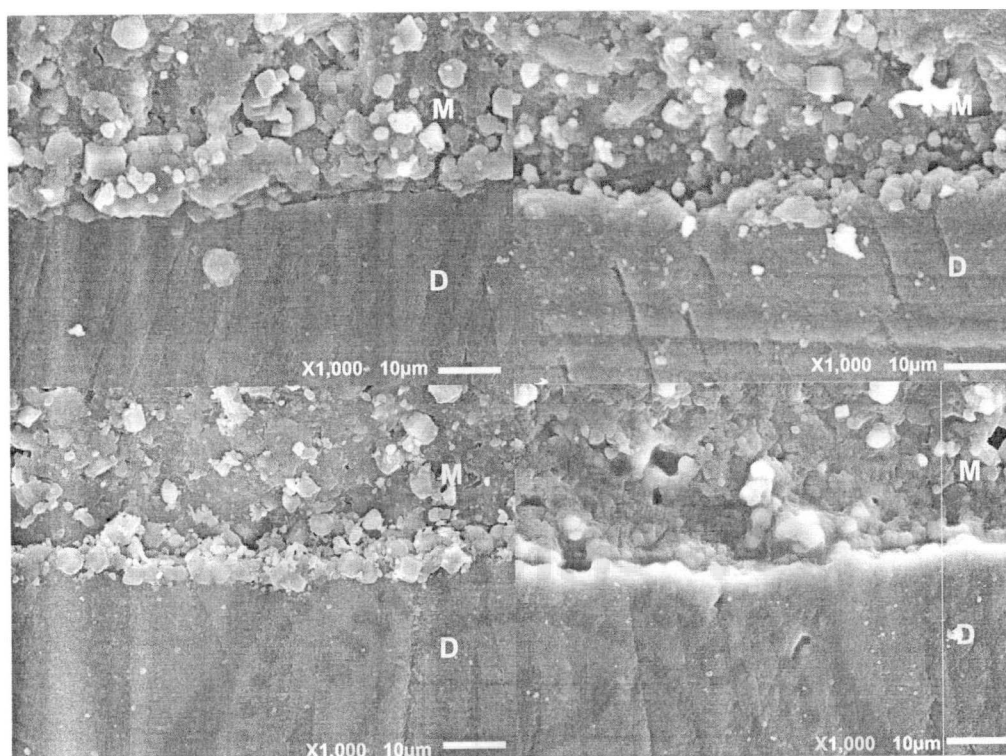
ตารางก.4 ผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างภายหลังจากวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์

ANOVA					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1036.748	3	345.583	45.523	.000
Within Groups	425.117	56	7.591		
Total	1461.865	59			

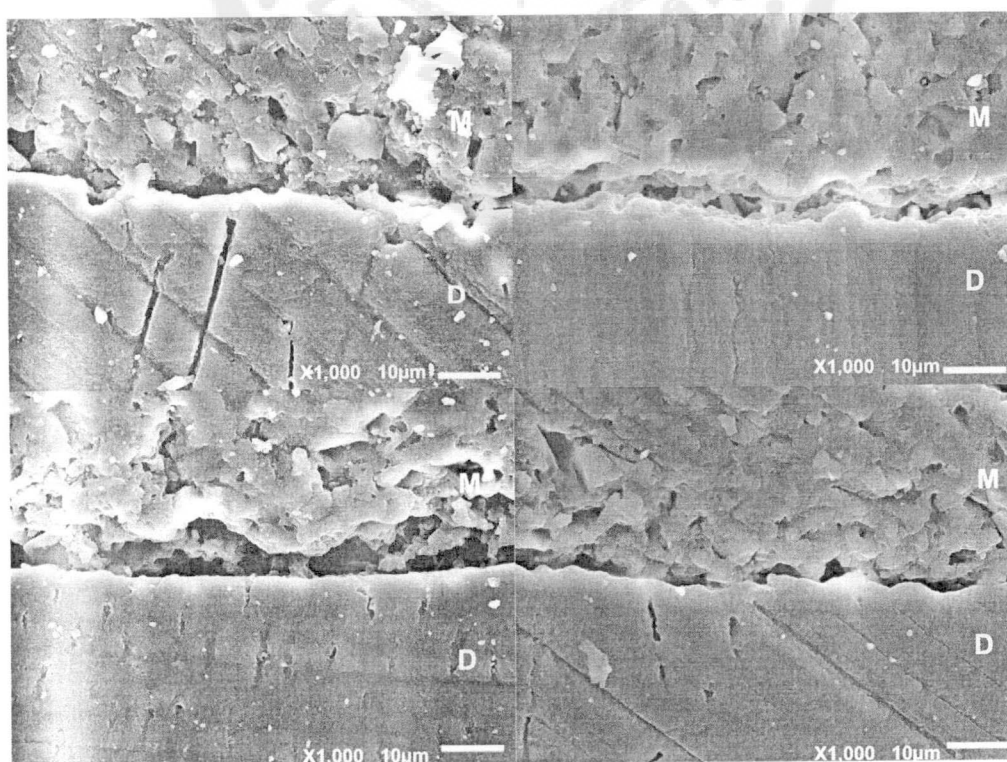
Multiple Comparisons

Gap
Tamhane

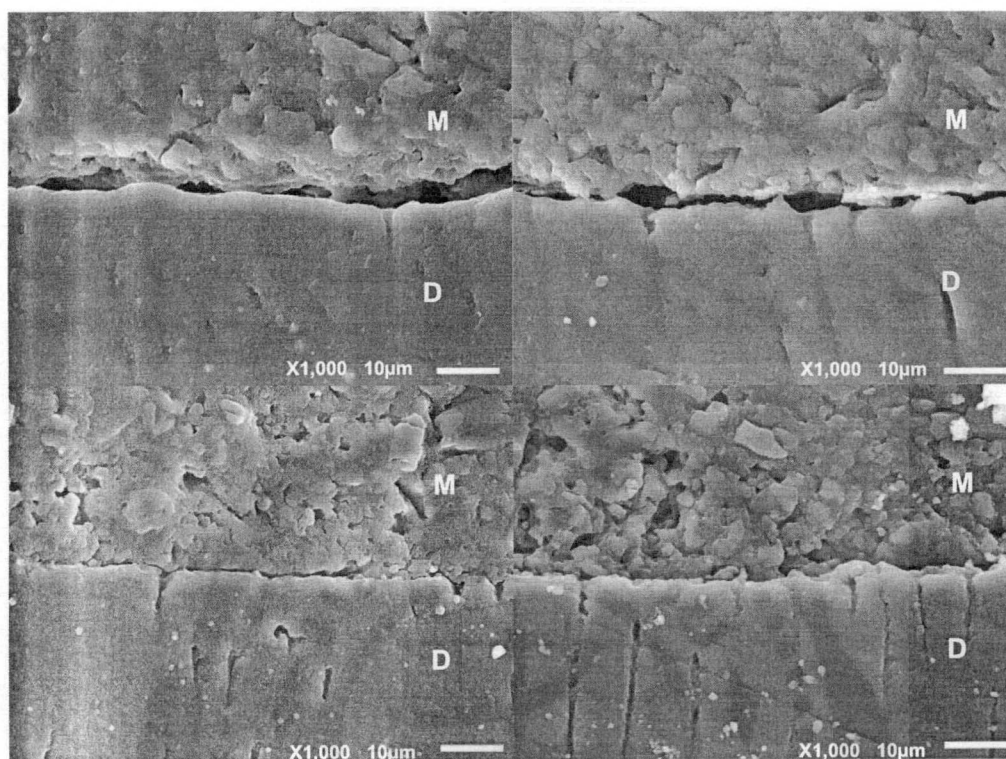
(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
MTA	GI	-5.1790185 [*]	.7114258	.000	-7.271447	-3.086590
	CS30	-3.2734364 [*]	.6116333	.000	-5.053736	-1.493137
	CS50	-11.4115573 [*]	1.1361776	.000	-14.827519	-7.995595
GI	MTA	5.1790185 [*]	.7114258	.000	3.086590	7.271447
	CS30	1.9055821	.8564264	.190	-.524150	4.335314
	CS50	-6.2325387 [*]	1.2846285	.000	-9.931000	-2.534078
CS30	MTA	3.2734364 [*]	.6116333	.000	1.493137	5.053736
	GI	-1.9055821	.8564264	.190	-4.335314	.524150
	CS50	-8.1381208 [*]	1.2321685	.000	-11.723347	-4.552895
CS50	MTA	11.4115573 [*]	1.1361776	.000	7.995595	14.827519
	GI	6.2325387 [*]	1.2846285	.000	2.534078	9.931000
	CS30	8.1381208 [*]	1.2321685	.000	4.552895	11.723347



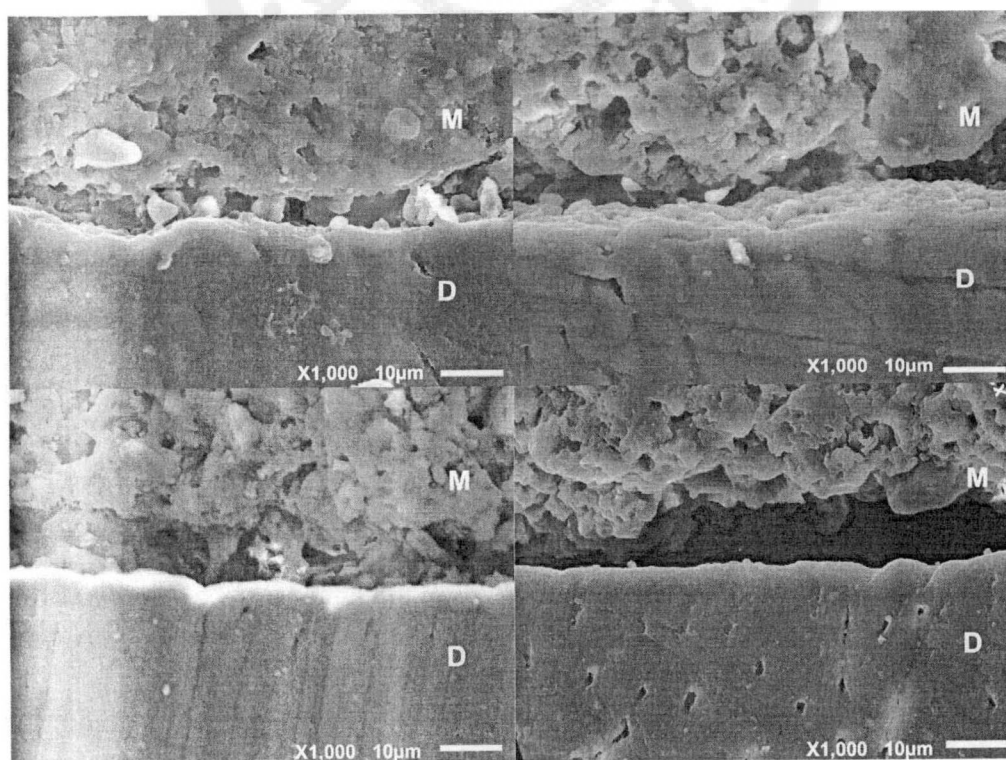
ภาพประกอบ ก ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม MTA จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องภายหลังจากวัสดุอุดก่อดัสมบูรณ (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ข ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม GI จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการวัสดุอุดก่อดัสมบูรณ (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ค ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม CS30 ภายหลังการวัสดุอุดก่อดัสมบูรณ (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ๖ ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม CS50 ภายหลังจากวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์ (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)

ตารางข.1 ข้อมูลค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา 14 วัน (ไมโครเมตร)

	MTA	GI	CS30	CS50
1	0.8598	9.4178	5.827	5.6653
2	0.8988	9.1706	2.3424	10.5691
3	1.1032	3.3943	0.9169	6.3076
4	0.6052	2.5747	1.3406	9.3839
5	0.9811	10.8144	5.5831	10.1594
6	0.9832	4.0086	5.8681	11.5289
7	0.8153	4.2047	2.4723	6.8306
8	0.000	6.8518	2.3469	13.8196
9	0.000	5.1063	1.8772	13.2752
10	0.41	6.142	0.000	20.8138
11	1.8962	6.2197	4.7122	11.1592
12	0.000	5.1119	4.3679	14.0447
13	0.000	6.7554	7.3746	12.5078
14	1.3514	8.9318	2.4908	10.7692
15	0.000	5.8096	5.6364	17.8806

ตารางข.2 การกระจายตัวของข้อมูลค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา14 วัน

Group	Kolmogorov-Smirnov test		
	Statistic	df	Sig.
MTA	.204	15	.093
GI	.120	15	.200 [*]
CS30	.217	15	.056
CS50	.117	15	.200 [*]

ตารางข.3 ความแปรปรวนของข้อมูลของแต่ละกลุ่มภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา14 วัน

Test of Homogeneity of Variances			
Gap			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
6.395	3	56	.001

ตารางข.4 ผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายเป็นเวลา14 วัน

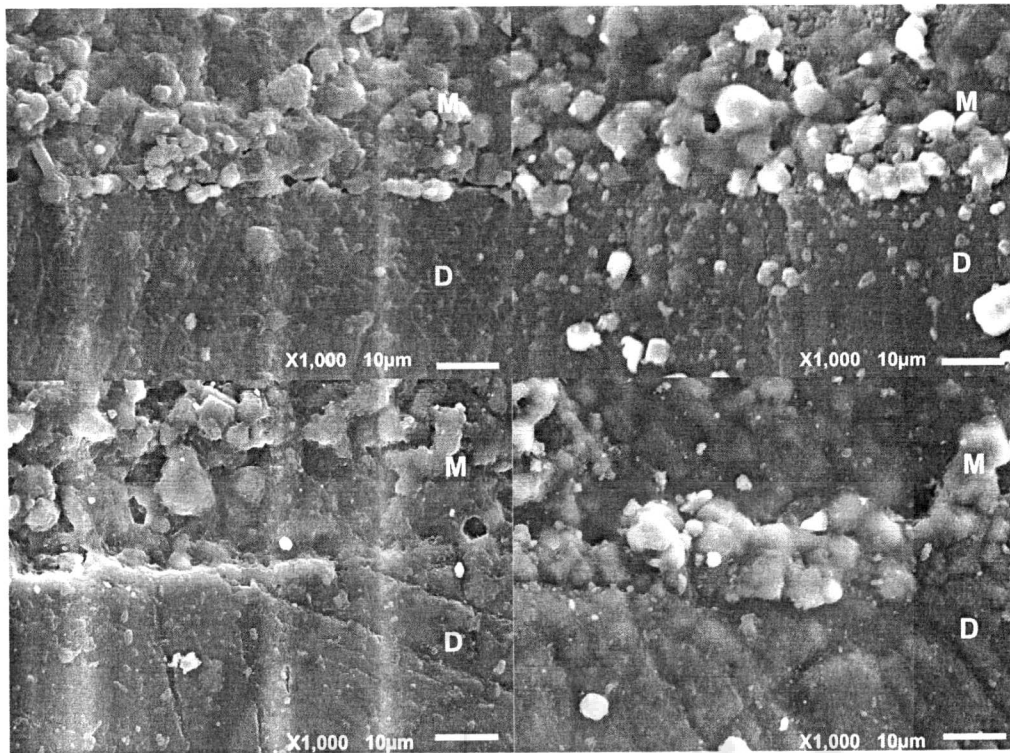
ANOVA					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1306.884	3	435.628	59.663	.000
Within Groups	408.882	56	7.301		
Total	1715.766	59			

Multiple Comparisons

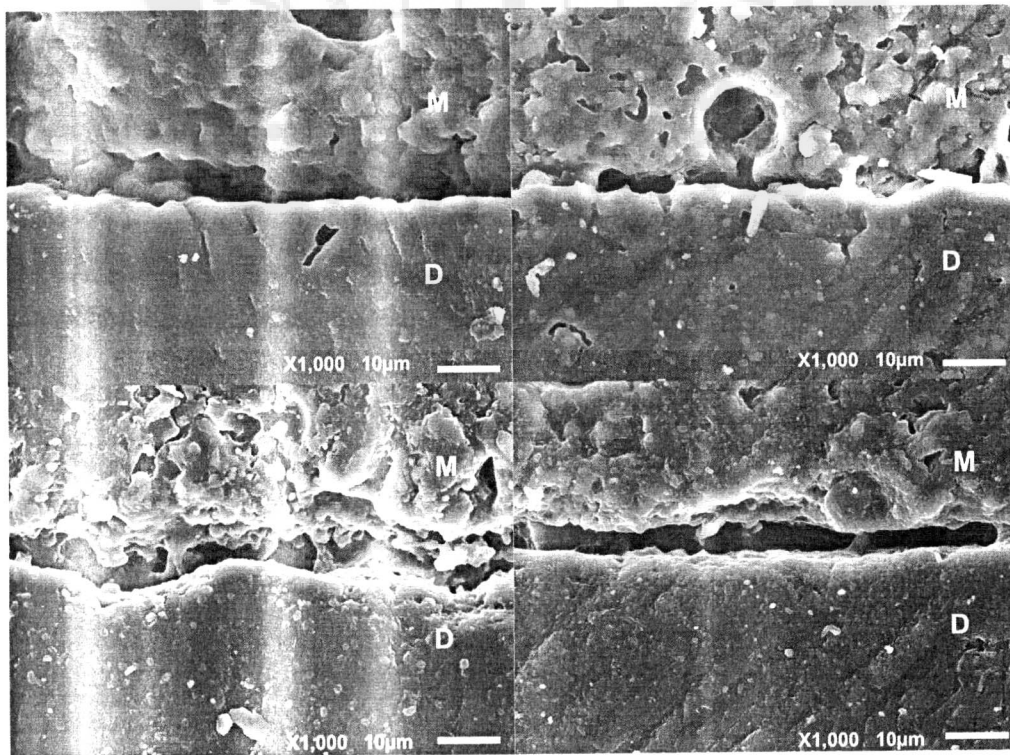
Gap
Tamhane

(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
MTA	GI	-5.6406212 [*]	.6385399	.000	-7.560995	-3.720247
	CS30	-2.8834845 [*]	.5890695	.001	-4.650303	-1.116666
	CS50	-10.9873712 [*]	1.0657628	.000	-14.226263	-7.748480
GI	MTA	5.6406212 [*]	.6385399	.000	3.720247	7.560995
	CS30	2.7571367 [*]	.8421772	.017	.372336	5.141938
	CS50	-5.3467500 [*]	1.2239730	.001	-8.873292	-1.820208
CS30	MTA	2.8834845 [*]	.5890695	.001	1.116666	4.650303
	GI	-2.7571367 [*]	.8421772	.017	-5.141938	-.372336
	CS50	-8.1038867 [*]	1.1989076	.000	-11.575399	-4.632374
CS50	MTA	10.9873712 [*]	1.0657628	.000	7.748480	14.226263
	GI	5.3467500 [*]	1.2239730	.001	1.820208	8.873292
	CS30	8.1038867 [*]	1.1989076	.000	4.632374	11.575399

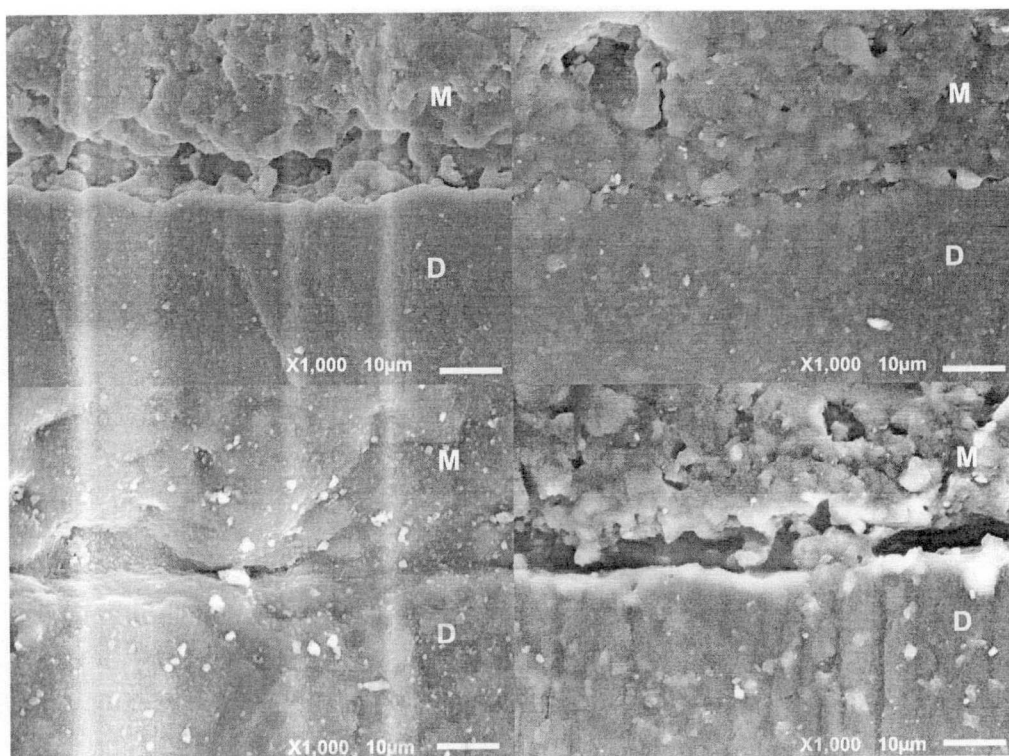
*. The mean difference is significant at the 0.05 level.



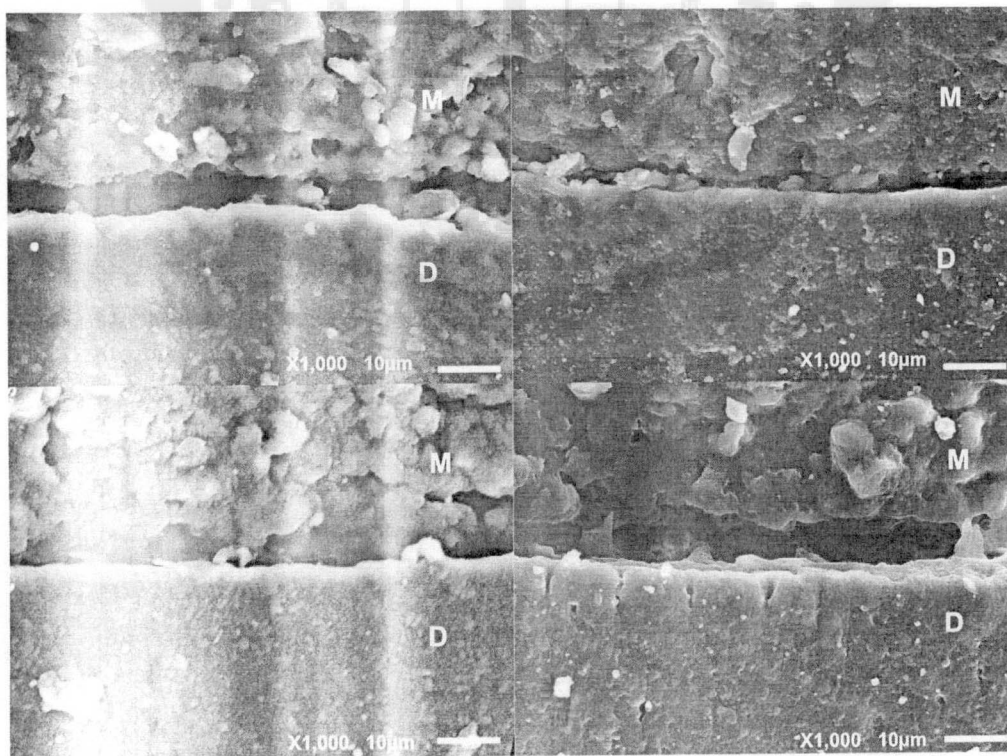
ภาพประกอบ จ ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม MTA ภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ำยของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ฉ ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม GI ภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ำยของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ข ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม CS30 ภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)



ภาพประกอบ ค ภาพถ่ายตัวอย่างของกลุ่ม CS30 ภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน (M = วัสดุอุดปลายรากฟัน, D = เนื้อฟัน)

ตารางค.1 ผลวิเคราะห์ทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเมื่อวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์และภายหลังการแทรกเข้าไปในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน ของกลุ่ม MTA

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair MTA before	1.345407	15	1.0491296	.2708841
after	.660280	15	.5839997	.1507881

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair MTA before & after	15	.896	.000

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair MTA before - after	.6851267	.5860511	.1513177	.3605824	1.0096710	4.528	14	.000

ตารางค.2 ผลวิเคราะห์ทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเมื่อวัสดุอุดก่อดั้วสมบูรณ์และภายหลังการแทรกเข้าไปในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน ของกลุ่ม GI

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair GI before	6.524427	15	2.5477871	.6578358
after	6.300907	15	2.4031113	.6204807

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair GI before & after	15	.972	.000

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair GI before - after	.2235200	.6037898	.1558979	-.1108476	.5578876	1.434	14	.174

ตารางค.3 ผลวิเคราะห์ทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเมื่อวัสดุอุดก่อดัสนบูรณัและภาย
หลังจากเข้ราก ใในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่่างกาย เป็นเวลา14 วัน ของกลุ่ม CS30

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair CS30	before	4.618847	15	2.1238471	.5483750
	after	3.543760	15	2.2054485	.5694443

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair CS30	before & after	15	.862	.000

Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair CS30	before - after	1.0750867	1.1380060	.2938319	.4448800	1.7052934	3.659	14	.003

ตารางค.3 ผลวิเคราะห์ทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเมื่อวัสดุอุดก่อดัสนบูรณัและภาย
หลังจากเข้ราก ใในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่่างกาย เป็นเวลา14 วัน ของกลุ่ม CS50

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair CS50	before	12.756967	15	4.2735098	1.1034155
	after	11.647660	15	4.0861758	1.0550461

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair CS50 before & after	15	.985	.000

Paired Samples Test

		Paired Differences							
					95% Confidence Interval of the Difference				
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)
Pair CS50	before - after	1.1093067	.7384115	.1906570	.7003880	1.5182253	5.818	14	.000

ตาราง.1 ค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างช่องว่างระหว่างวัสดุอุดปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันถูกตัดตามแนวแกนยาวของฟันกับแนวแกนฟัน (ไมโครเมตร)

	MTA	GI	CS30	CS50
1	5.8511	9.7129	5.8742	8.5342
2	5.9203	8.1929	9.4539	6.0599
3	5.5471	10.947	4.5994	5.4918
4	3.1838	7.3279	4.6961	7.7067
5	5.1587	10.2228	5.1401	5.285
6	2.6821	4.0559	6.6364	8.9123
7	3.1853	6.1219	1.4021	5.8371
8	1.4539	6.2098	7.2921	11.5165
9	0.000	4.0426	2.5183	7.2444
10	0.4656	6.3656	1.8381	11.7971
11	2.615	4.0316	9.7376	4.9024
12	1.6106	4.7306	5.8463	5.6613
13	1.0004	6.7791	6.4808	6.8676
14	1.904	6.250	6.2644	8.3083
15	1.135	4.6871	6.8684	11.9542

ตาราง.2 การกระจายตัวของข้อมูลค่าเฉลี่ยระยะช่องว่างเมื่อตัดตามแนวแกนยาวของฟันกับแนวแกนฟัน

Kolmogorov-Smirnov ^a			
Group	Statistic	df	Sig.
MTA	.153	15	.200 [*]
GI	.149	15	.200 [*]

CS30	.133	15	.200 [*]
CS50	.156	15	.200 [*]

ตาราง.3 ความแปรปรวนของข้อมูลของแต่ละกลุ่มหลังจากตัดตามแนวแกนยาวนานกับแนวแกนพื้น

Test of Homogeneity of Variances

Gap

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.153	3	56	.927

ตาราง.4 ผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างเมื่อตัดตามแนวแกนยาวนานกับแนวแกนพื้น

ANOVA

Gap

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	203.607	3	67.869	13.026	.000
Within Groups	291.784	56	5.210		
Total	495.391	59			

Multiple Comparisons

Gap

Tukey HSD

(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
MTA	GI	-3.8643367 [*]	.8335012	.000	-6.071354	-1.657319
	CS30	-2.8623537 [*]	.8335012	.006	-5.069371	-.655336
	CS50	-4.9577180 [*]	.8335012	.000	-7.164735	-2.750701
GI	MTA	3.8643367 [*]	.8335012	.000	1.657319	6.071354
	CS30	1.0019829	.8335012	.628	-1.205034	3.209000
	CS50	-1.0933813	.8335012	.559	-3.300399	1.113636
CS30	MTA	2.8623537 [*]	.8335012	.006	.655336	5.069371
	GI	-1.0019829	.8335012	.628	-3.209000	1.205034
	CS50	-2.0953643	.8335012	.069	-4.302382	.111653
CS50	MTA	4.9577180 [*]	.8335012	.000	2.750701	7.164735
	GI	1.0933813	.8335012	.559	-1.113636	3.300399
	CS30	2.0953643	.8335012	.069	-.111653	4.302382

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางจ.1 วันที่เกิดการรั่วซึมแบบที่เรียขของวัสดุอุดปลายรากชนิดต่างๆ

	MTA	GI	CS30	CS50
1	17	7	15	5
2	22	8	17	5
3	23	8	19	6
4	25	9	20	6
5	30	9	22	7
6	31	9	25	7
7	31	10	26	8
8	33	10	27	8
9	34	11	27	9
10	35	12	28	10
11	37	12	30	11
12	38	12	31	11
13	40	13	32	12
14	42	15	40	13
15	45	16	40	15

ตารางจ.2 การกระจายตัวของข้อมูลวันที่เกิดการรั่วซึมแบบที่เรีย

gr	Kolmogorov-Smirnovtest		
	Statistic	df	Sig.
MTA	.123	15	.200 [*]
GI	.147	15	.200 [*]
CS30	.100	15	.200 [*]
CS50	.145	15	.200 [*]

ตารางจ.3 ผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่างภายหลังจากแช่รากฟันในสารละลาย
จำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย เป็นเวลา 14 วัน

Pairwise Comparisons								
group	MTA		GI		CS30		CS50	
	Chi-Square	Sig.	Chi-Square	Sig.	Chi-Square	Sig.	Chi-Square	Sig.
Log Rank MTA			33.613	0	3.467	0.063	33.992	0
GI	33.613	0			31.77	0	2.21	0.137
CS30	3.467	0.063	31.77	0			33.002	0
CS50	33.992	0	2.21	0.137	33.002	0		

ประวัติย่อผู้วิจัย



ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ ชื่อสกุล	นางสาวเพชรณี หอวิจิตร
วันเดือนปีเกิด	29 กันยายน 2526
สถานที่เกิด	อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น
ตำแหน่งและสถานที่ทำงานปัจจุบัน	ตำแหน่งทันตแพทย์ ประจำโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2551

ปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต

คณะทันตแพทยศาสตร์

จาก มหาวิทยาลัยขอนแก่น

พ.ศ.2557

วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาทันตกรรมคลินิก(วิทยาเอ็นโดคอนต์)

จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ