

ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียม
ซิลิเกต เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน



ปริญญาณิพนธ์
ของ
บุญยงษ์ บุรพัฒน์

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กันยายน 2559

ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียม
ซิลิเกต เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน



เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กันยายน 2559
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียม
ซิลิเกต เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน



บทคัดย่อ
ของ
บุญยงช บวรพัฒน์

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กันยายน 2559

บุญยง บุปผะ. (2559). ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของ
กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตเมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุ
ในบริเวณง่ามรากฟัน. วิทยานิพนธ์ วท.ม. (ทันตกรรมคลินิก). กรุงเทพฯ:
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์:
อาจารย์ทันตแพทย์ หญิง ดร. จารุมา ศักดิ์ดี, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ปุณณมา ศิริพันธ์โนน.

วัตถุประสงค์ : เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของ
สารประกอบที่เตรียมขึ้นมาจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตและเอ็มทีเอ
โดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมโปรตีนและกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

วิธีการศึกษา : นำฟันกรามมนุษย์ 95 ซี่มาทำให้เกิดรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟันด้วย
หัวกรอความเร็วสูงเคลือบเพชรขนาด 1 มิลลิเมตร จากนั้นอุดในบริเวณที่มีรอยทะลุด้วยวัสดุ 3 ชนิด
คือ MTA, กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต 1.7 : 1 (1.7 : 1CsGi), กลาสไอโอโน
เมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต 1 : 1 (1 : 1CsGi) นำมาแบ่งเป็นสองกลุ่มกลุ่มละ 45 ซี่ ใน
การทดลองที่ 1 นำฟันมาแบ่งเป็น 3 กลุ่มกลุ่มละ 15 ซี่ ทดสอบโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมโปรตีน
วัดผลการรั่วซึมโปรตีนที่เวลา 24 ชั่วโมง, 7 วัน, 14 วัน, 28 วัน ในการทดลองที่ 2 นำฟัน 45 ซี่แบ่ง
ออกเป็น 3 กลุ่มซึ่งเป็นฟันที่ถูกอุดด้วยวัสดุทั้ง 3 ชนิดคือ นำชิ้นงานมาทำแบบจำลองด้วยเรซิน
ประเมินความแนบสนิทระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

ผลการศึกษา : ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มที่ซ่อมด้วย
MTA และกลุ่มด้วย 1.7CsGi ในทั้งสองการศึกษา แต่สำหรับกลุ่ม 1 : 1CsGi พบว่ามีความแตกต่าง
อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่ม MTA

สรุปผลการศึกษา : กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่ใช้อัตราส่วน
ผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 มีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทเทียบเท่ากับ MTA ดังนั้น
วัสดุดังกล่าวจึงอาจนำมาพัฒนาเพื่อใช้ในการซ่อมรอยทะลุได้

คำสำคัญ : โมโนแคลเซียมซิลิเกต, กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์, ความสามารถในการปิด
ผนึก, ความแนบสนิทระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ

SEALING ABILITY AND MARGINAL ADAPTATION OF GLASS IONOMER CEMENT
CONTAINING B-MONOCALCIUM SILICATE AS A PERFORATION REPAIR MATERIAL



Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Master of Science (General Dentistry) in Dentistry
at Srinakharinwirot University
September 2016

Bunyanuch Burapat. (2016). *Sealing Ability And Marginal Adaptation Of Glass Ionomer Cement Containing β -Monocalcium Silicate As A Perforation Repair Material*.

Thesis, M.S. (Endodontology). Bangkok: Graduate School, Srinakarinwirot University.

Advisor Committee: Dr. Jaruma Sakdee, Asst. Prof. Dr. Punnama Siriphannon.

Objective : The purpose of this study was to compare the sealing ability and marginal adaptation of glass ionomer cement containing β -monocalcium silicate (CsGi) and mineral trioxide aggregation (MTA) using a protein leakage model and SEM.

Methods : 95 human molar teeth were selected and artificially created furcal perforation. All the tooth surfaces were coated with nail varnish and sticky wax with the exception of furcation areas. Perforation sites were filled with 3 type of materials: MTA, 1.7 : 1 of CsGi (1.7 : 1CsGi) and 1:1 of CsGi (1 : 1CsGi). The samples were then divided into 2 groups of 45 molars each and subjected to 2 parts of experiments. First, 3 groups of 15 teeth each were put into a protein leakage model. Protein value was observed at 24 hours, 7 days, 14 days and 28 days. Second, 45 molars were divided into 3 groups. Perforation sites were filled with different materials: MTA, 1.7 : 1CsGi and 1 : 1CsGi. After 14 days, the resin replicas of perforation surface were fabricated. Marginal adaptation was examined using SEM.

Result : There were no statistically differences between MTA groups and 1.7CsGi groups in both experiments. But significant differences were observed between MTA groups and 1 : 1CsGi groups.

Conclusion : Glass ionomer cement containing monocalcium silicate that was prepared using 1.7 : 1 ratio presented similar sealing ability and marginal adaptation with MTA. This material could potentially be used for perforation repair material.

Keywords : monocalcium silicate, glass ionomer cement, sealing ability, marginal adaption

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียม
ซิลิเกต เมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน

ของ

บุญยง บรพัฒน์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

..... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์จักรชัย เอกปัญญาสกุล)
วันที่ เดือน กันยายน พ.ศ. 2559

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์

คณะกรรมการสอบปากเปล่า

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

.....ประธาน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพ. ดร.วรรณระ สัตตบรรณสุข)

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

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

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

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิตรอน)

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างดีจากหลายฝ่าย ขอขอบพระคุณอย่างสูงต่ออาจารย์ที่ปรึกษาทั้งสองท่าน อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.จารุมา ศักดิ์ดี ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผู้ที่ให้คำแนะนำ ข้อเสนอแนะและแนวคิด รวมไปถึงข้อคิดเห็น อันเป็นประโยชน์ที่นำมาในการดำเนินงานวิจัย อาจารย์ ดร.ปฐมนมา ศิริพันธ์ โนน ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง ผู้ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่ได้ให้ความรู้และคำแนะนำ อีกทั้งเป็นผู้เตรียมสารโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่ใช้ในการศึกษานี้ รวมทั้งกรรมการทุกท่านที่ให้แนวคิดในการทำงานและให้คำแนะนำในแก้ไขวิทยานิพนธ์นี้ให้สมบูรณ์

ขอขอบคุณบุคลากรประจำห้องปฏิบัติ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และคณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง ที่ให้คำแนะนำในการใช้เครื่องมือในการวิจัย สอนเตรียมสารเคมีและเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำวิจัย และนางกนกพร สุขยานันท์ นักวิทยาศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ซึ่งให้คำแนะนำในการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด รวมถึงเป็นผู้ถ่ายภาพชิ้นงานที่ใช้ศึกษาในงานวิจัยนี้

และสุดท้ายนี้ขอขอบคุณทุกคนในครอบครัวและเพื่อนทุกคนที่คอยสนับสนุนในทุกอย่าง และให้กำลังใจตลอดมา

บุญยงช บวรพัฒน์

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ	1
ภูมิหลัง	1
คำถามการวิจัย	3
ความมุ่งหมายของการวิจัย	3
ความสำคัญของการวิจัย	3
ขอบเขตงานวิจัย	3
กรอบแนวคิดการวิจัย	4
สมมติฐานการวิจัย	4
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
มินเอร์ลไตรออกไซด์แอกกรีเกต หรือ เอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate; MTA)	5
การใช้เอ็มทีเอเป็นวัสดุอุดรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟัน	7
โมนแคลเซียมซิลิเกต (Monocalcium silicate, CaSiO_3) หรือวอลลาสโตไนท์ (Wollastonite)	8
กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Glass ionomer cement; GIC)	10
การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุ	13
ระยะเวลาที่ใช้ในการศึกษา	17
3 วิธีการดำเนินการวิจัย	18
กลุ่มตัวอย่าง	18
การเตรียมสารที่ใช้ในการทดสอบ	18
การเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (Stimulated body fluid; SBF)	18
การเตรียมฟันเพื่อทำการทดลอง	19
การซ่อมรอยทะลุ	20
การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึม ของโปรตีน	22
การทดสอบความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันจากแบบจำลองด้วยกล้องจุลทรรศน์ อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด	23

สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
4 ผลการศึกษา	24
การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึม ของโปรตีน.....	24
การทดสอบความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันจากแบบจำลองด้วยกล้องจุลทรรศน์ อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด.....	26
5 อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ	28
อภิปรายผล.....	28
สรุปผลการวิจัย.....	32
ข้อเสนอแนะ.....	32
บรรณานุกรม	33
ภาคผนวก	42
ประวัติย่อผู้วิจัย	58

บัญชีตาราง

ตาราง	หน้า
1 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย.....	19
2 รายละเอียดของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง.....	21
3 การร่วซึมของโปรตีนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน.....	24
4 แสดงค่าเฉลี่ยความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟัน.....	25
5 ค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเนื้อฟันและวัสดุอุด.....	26



บัญชีภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1 กรอบแนวคิดการวิจัย.....	4
2 ขั้นตอนการเกิดปฏิกิริยากรดเบสของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์.....	10
3 ฟันที่ถูกทำให้เกิดรอยทะลุ.....	20
4 ลักษณะวัสดุหลังผสม.....	21
5 (ก) อุปกรณ์ที่ใช้ทำแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน (ข) แสดงการประกอบแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน.....	22
6 แบบจำลองจากบริเวณง่ามรากฟัน.....	23
7 แผนภูมิเปรียบเทียบปริมาณโปรตีนที่รั่วซึม.....	25
8 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณง่ามรากฟันที่ได้รับการซ่อมด้วยวัสดุชนิดต่างๆที่กำลังขยาย 70 และ 1000.....	27

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การเกิดรอยทะลุที่บริเวณง่ามรากฟัน (furcation perforation) เป็นความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการรักษาคอลงรากฟันซึ่งทำให้เกิดเป็นทางเชื่อมต่อกันระหว่างภายในคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบรากฟัน ในการเกิดรอยทะลุในบริเวณใกล้กับสันกระดูกเบ้าฟันและบริเวณที่มีการยึดเกาะของเยื่อบุผิว (epithelium attachment) ถือว่าเป็นบริเวณที่อันตราย (critical zone) มีการทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์อย่างรวดเร็วและอาจมีการเคลื่อนที่ของเยื่อบุผิวทำให้เกิดความผิดปกติของอวัยวะปริทันต์ รวมถึงอาจเกิดเป็นช่องทางเชื่อมต่อถาวรและเกิดการติดเชื้อทั้งภายในหรือภายนอกคลองรากฟันได้หากไม่ได้รับการรักษาที่เหมาะสม ในการรักษาควรปิดรอยทะลุเพื่อลดความเสี่ยงในการติดเชื้อด้วยวัสดุที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) และสามารถส่งเสริมการสร้างกระดูก (osteogenesis) และเคลือบรากฟันได้ (cementogenesis) รวมถึงมีราคาไม่แพง, ทึบรังสี รวมถึงการมีฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย และที่สำคัญคือมีความแนบสนิทและความสามารถในการปิดผนึกที่ดี (sealability)⁽¹⁾

มินเอร์ลัลไตรออกไซด์แอกกรีเกชันหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregation; MTA) เป็นวัสดุถูกนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะลุ^(2, 3) ส่วนประกอบของเอ็มทีเอคล้ายคลึงกับพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ (portland cement) โดยประกอบด้วยไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) และไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) เป็นส่วนประกอบหลัก⁽⁴⁾ แต่ที่แตกต่างจากพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ คือมีบิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide) เป็นส่วนประกอบทำให้วัสดุมีความทึบรังสี อีกทั้งเอ็มทีเอยังมีอนุภาคที่เล็กและสม่ำเสมอมากกว่าพอร์ตแลนด์ซีเมนต์^(5, 6) ปฏิกิริยาการก่อตัวของเอ็มทีเอเกิดขึ้นเมื่อเอ็มทีเอสัมผัสกับน้ำจะเกิดการสลายตัวของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตเป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (calcium silicate hydrate) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide)⁽⁷⁾ และเมื่อเอ็มทีเอสัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะของเหลวในร่างกาย (synthetic body fluid) จะสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ได้ ทำให้เอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติชีวกัมมันต์ (bioactivity) จากคุณสมบัติดังกล่าวเอ็มทีเอจึงมีคุณสมบัติในการปิดผนึกที่ดี รวมไปถึงมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อและมีความสามารถในการสร้างเนื้อฟัน (dentinogenic activity)⁽⁸⁾ แต่อย่างไรก็ตามข้อด้อยของเอ็มทีเอ คือการที่มีระยะเวลาในการแข็งตัวนาน⁽⁹⁾, ใช้งานยาก, ราคาแพง⁽¹⁰⁾ อีกทั้งมีแนวโน้มที่จะละลายตัวเมื่ออยู่ในความชื้นสูง⁽¹¹⁾ ดังนั้นจึงมีความพยายามในการพัฒนาวัสดุขึ้นมาเพื่อทดแทนการใช้เอ็มทีเอ

โมโนแคลเซียมซิลิเกต (monocalcium silicate, CaSiO_3) หรือ วอลลาสโตไนท์ (wollastonite) เป็นสารอีกหนึ่งที่มีคุณสมบัติชีวกัมมันต์ โดยสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เมื่อแช่อยู่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (stimulated body fluid)⁽¹²⁻¹⁷⁾ หรือน้ำลายมนุษย์⁽¹⁸⁾ แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากวัสดุดังกล่าวมีความเปราะ⁽¹⁹⁻²¹⁾ ดังนั้นจึงมีความพยายามในการพัฒนาวัสดุด้วยการนำมาผสมกับสารอื่นเพื่อนำมาใช้ในทางทันตกรรมและทางการแพทย์

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer cement, GIC) เป็นวัสดุที่นำมาใช้ในทางทันตกรรมบูรณะ ซึ่งมีข้อดีคือสามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ (fluoride) ทำให้สามารถสร้างฟลูออโรอะพาไทต์ (fluoroapatite) ได้ อีกทั้งยังมีความเป็นพิษต่ำและมีการยึดติดกับเนื้อเยื่อได้ด้วยพันธะเคมี⁽²²⁾ สำหรับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (highly viscous conventional glass ionomer cement) เป็นกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ถูกพัฒนาเพื่อให้ใช้งานง่ายขึ้น แข็งตัวเร็วขึ้นและลดการไวต่อความชื้นของวัสดุ อีกทั้งยังมีการละลายตัวต่ำเมื่อเปรียบเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แบบดั้งเดิม (conventional GIC) ชนิดอื่น ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น Ketac™ molar (3M ESPE) หรือ Fuji IX GC®^(23, 24)

ในปัจจุบันได้มีการปรับปรุงคุณสมบัติของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ด้วยการเติมสารชีวกัมมันต์ (bioactive material) เพื่อให้วัสดุมีคุณสมบัติที่ดีขึ้น จากการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะในปี 2013⁽²¹⁾ พบว่าเมื่อผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกตในอัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนักจะพบการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์เมื่อแช่ในสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อที่ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ นอกจากนั้นแล้วในการศึกษาของ Pothiraksanont และคณะในปี 2013⁽²⁵⁾ ยังพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตมีระยะเวลาในการแข็งตัวน้อยกว่าเอ็มทีเอ

จากที่กล่าวมาจะพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 โดยน้ำหนักมีคุณสมบัติที่ดีหลายประการซึ่งอาจนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะลุในบริเวณรากฟันได้แต่อย่างไรก็ตามในการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014⁽²⁶⁾ ซึ่งศึกษาความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟันและการรั่วซึมของแบคทีเรียในการใช้เป็นวัสดุอุดอุดยอนปลายรากพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมกับโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 โดยน้ำหนักมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและป้องกันการรั่วซึมเชื้อแบคทีเรียได้น้อยกว่า กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมกับโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 โดยน้ำหนักและเอ็มทีเอ เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมกับโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 โดยน้ำหนักมีความชื้นหนืดมากกว่า โดยในการศึกษานี้ใช้อัตราส่วนของผงต่อน้ำเท่ากับ 3 : 1 และในการศึกษาก่อนหน้า^(21, 25) ใช้อัตราส่วนของผงต่อน้ำเท่ากับ 2.73 : 1 ดังนั้นจึงเป็นที่น่าสนใจว่าการปรับปรุงอัตราส่วนของผงต่อน้ำของวัสดุจะทำให้วัสดุมีความแนบสนิทและคุณสมบัติในการปิดผนึกที่ดีขึ้นหรือไม่

คำถามวิจัย

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 จะมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทแตกต่างจากเอ็มทีเอหรือไม่

ความมุ่งหมายของการวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 กับเอ็มทีเอ

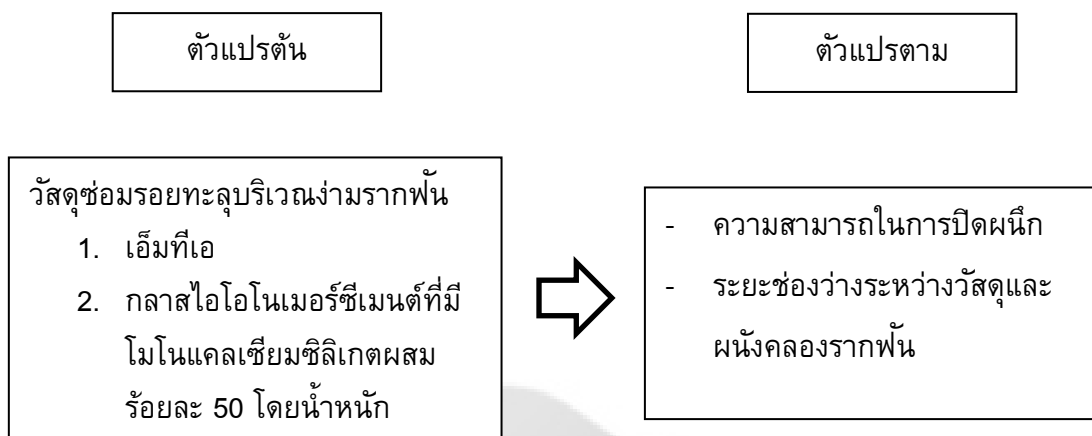
ความสำคัญของการวิจัย

ในการเกิดรอยทะลุในบริเวณรากฟันเป็นความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นได้ระหว่างการรักษาคคลองรากฟัน ซึ่งหากไม่ได้รับการรักษาที่เหมาะสมอาจทำให้เกิดการทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์และกระดูกได้ วัสดุที่นำมาใช้ในการปิดรอยทะลุควรมีความแนบสนิทและมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี ในอดีตมีการนำวัสดุหลายชนิดมาใช้ในการรักษา ปัจจุบันวัสดุที่นิยมนำมาใช้คือเอ็มทีเอ เนื่องจากมีข้อดีหลายประการรวมถึงมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี แต่อย่างไรก็ตามเอ็มทีเอมีข้อด้อยในด้านการใช้งานที่ยาก มีระยะเวลาการแข็งตัวนาน และราคาแพง จึงทำให้มีความพยายามในการพัฒนาวัสดุต่างๆ ขึ้นมาทดแทน โมโนแคลเซียมซิลิเกตนั้นมีข้อดีคือสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้คล้ายคลึงกับเอ็มทีเอ เมื่อผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ร้อยละ 50 โดยน้ำหนักพบว่าวัสดุมีความสามารถในการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้และความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ แต่อย่างไรก็ตามเมื่อใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำที่ 3 : 1 และ 2.73 : 1 พบว่าวัสดุมีความชื้นหนืดสูงและมีความสามารถในการปิดผนึกที่ไม่ดี ดังนั้นจึงมีความพยายามในการหาอัตราส่วนผงต่อน้ำที่เหมาะสมเพื่อให้สามารถใช้งานได้สะดวกและมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี

ขอบเขตงานวิจัย

เป็นการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ

กรอบแนวคิดในการวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดในการวิจัย

สมมติฐานการวิจัย

ความสามารถในการป้องกันการรั่วซึมของโปรตีน

- สมมติฐานหลัก : ความสามารถในการป้องกันการรั่วซึมของโปรตีนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตโดยใช้อัตราส่วนผลต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 มีผลลัพธ์ไม่แตกต่างจากเอ็มทีเอ

- สมมติฐานรอง : ความสามารถในการป้องกันการรั่วซึมของโปรตีนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตโดยใช้อัตราส่วนผลต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 มีผลลัพธ์แตกต่างจากเอ็มทีเอ

ความแนบสนิทของวัสดุอุดและผนังคลองรากฟัน

- สมมติฐานหลัก : ความแนบสนิทระหว่างคลองรากฟันกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตโดยใช้อัตราส่วนผลต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 มีผลลัพธ์ไม่แตกต่างจากเอ็มทีเอ

- สมมติฐานรอง : ความแนบสนิทระหว่างคลองรากฟันกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตโดยใช้อัตราส่วนผลต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 และ 1 : 1 มีผลลัพธ์แตกต่างจากเอ็มทีเอ

บทที่ 2

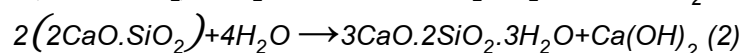
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

มินเอร์ลไตรออกไซด์แอกริเกต, เอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregation, MTA)

เอ็มทีเอเริ่มพัฒนาโดย Mahmoud Torabinejad ใน Loma Linda University ประเทศสหรัฐอเมริกา ซึ่งมีการนำมาศึกษาในทางทันตกรรมเป็นครั้งแรกในปี 1993⁽²⁾ และในปี 1998 ได้รับการรับรองจากองค์การอาหารและยาของประเทศสหรัฐอเมริกา⁽⁵⁾ สำหรับส่วนประกอบของเอ็มทีเอจะคล้ายคลึงกับพอร์ตแลนด์ซีเมนต์คือประกอบด้วยไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตเป็นส่วนประกอบหลัก⁽⁴⁾ แตกต่างกันว่าพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ไม่มีบิสฟีนอล A ซึ่งเป็นส่วนที่เพิ่มความแข็งแรงและปรับปรุงคุณสมบัติของวัสดุ อีกทั้งอนุภาคของเอ็มทีเอมีลักษณะเล็กกว่าและมีความสม่ำเสมอ ซึ่งแตกต่างจากพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ที่มีอนุภาคนาขนาดต่างๆอยู่ร่วมกัน^(5, 6)

โปรรูทเอ็มทีเอ (Proroot® MTA; Dentsply Tulsa, OK, USA) เป็นชื่อทางการค้าของเอ็มทีเอ โดยแบ่งออกเป็นเอ็มทีเอสีเทา (gray MTA) และเอ็มทีเอสีขาว (white MTA)⁽⁵⁾ ซึ่งเอ็มทีเอสีเทาและเอ็มทีเอสีขาวมีส่วนประกอบที่แตกต่างกัน จากการศึกษานี้ของ Camilleri และคณะในปี 2005⁽⁴⁾ เมื่อใช้ energy dispersive analysis by x-ray (EDAX) พบว่าเอ็มทีเอสีเทามีส่วนประกอบที่แตกต่างจากเอ็มทีเอสีขาวคือมีปริมาณของอะลูมิเนียม (aluminium) และเหล็กน้อยกว่าและเมื่อใช้ x-ray diffraction (XRD) จะพบว่าเอ็มทีเอสีเทามีส่วนประกอบหลักคือไตรแคลเซียมซิลิเกต, ไดแคลเซียมซิลิเกตและบิสฟีนอล A สำหรับเอ็มทีเอสีขาวมีส่วนประกอบหลักเป็นไตรแคลเซียมซิลิเกตและบิสฟีนอล A ซึ่งเอ็มทีเอสีขาวจะถูกตัดส่วนประกอบที่เป็นเหล็กออกไป อีกทั้งในการศึกษาของ Asgary และคณะในปี 2005⁽²⁷⁾ พบว่าเอ็มทีเอสีเทามีส่วนประกอบของอะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminium oxide; Al_2O_3), แมกนีเซียมออกไซด์ (magnesium oxide; MgO) และไอรอนออกไซด์ (iron oxide; FeO) มากกว่าเอ็มทีเอสีขาว ดังนั้นการที่มีส่วนประกอบของเหล็กต่างกันทำให้วัสดุมีสีที่แตกต่างกัน

สำหรับปฏิกิริยาการก่อตัวเมื่อเอ็มทีเอสัมผัสกับน้ำจะเกิดการสลายตัวของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต โดยไตรแคลเซียมซิลิเกตจะสลายตัวเร็วกว่าไดแคลเซียมซิลิเกตเกิดเป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์และเจลแคลเซียมซิลิเกต (calcium Silicate Hydrate; C-S-H) ดังสมการที่ 1 และ 2⁽⁷⁾



จากการศึกษาของ Sarkar และคณะในปี 2005⁽⁸⁾ พบว่าเมื่อใส่เอมทิเอลงไปในคลองรากฟันและแช่อยู่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายเป็นเวลา 2 เดือนจะเกิดไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งไฮดรอกซีอะพาไทต์จะเกิดขึ้นระหว่างผนังคลองรากฟันและเอมทิเอ รวมไปถึงช่องว่างที่เป็นรูพรุนระหว่างเนื้อเอมทิเอที่แข็งตัวแล้ว โดยไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดจากการทำปฏิกิริยาระหว่างแคลเซียมที่ละลายมาจากเอมทิเอและฟอสเฟต (phosphate) ที่อยู่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย สูตรทางเคมีคือ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ เมื่อมีชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุซึ่งอยู่ติดกับเนื้อเยื่อที่มีการสะสมแร่ธาตุ (calcified tissue) จะทำให้เกิดเป็นการยึดติดทางเคมี (chemical bond) ระหว่างเอมทิเอกับเนื้อฟัน อีกทั้งในการศึกษาของ Reyes-Carmona และคณะในปี 2009⁽²⁸⁾ พบว่าในการยึดติดของเอมทิเอและเนื้อฟันนั้นนอกจากจะเกิดเป็นชั้นอะพาไทต์ (apatite) ในบริเวณระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุแล้วยังพบการจับตัวของแร่ธาตุยื่นเข้าไปในบริเวณต่อเนื้อฟัน (tag-like structure) ดังนั้นเอมทิเอจึงเป็นวัสดุชีวกัมมันต์ ซึ่งความสามารถในการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ดังกล่าวทำให้เอมทิเอมีคุณสมบัติในการปิดผนึกที่ดี รวมไปถึงความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อและมีความสามารถในการสร้างเนื้อฟันได้ (dentinogenic activity)⁽²⁹⁻³¹⁾

อัตราส่วนน้ำต่อผงที่ใช้ในการผสมนั้นมีผลต่อวัสดุ จากการศึกษานี้ของ Fridland และ Rosada ในปี 2003⁽³²⁾ พบว่าเมื่อเพิ่มส่วนของน้ำในการผสมจะมีอัตราการละลายและมีรูพรุนมากขึ้น โดยเมื่อมีการละลายตัวจะสามารถปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์จากเอมทิเอ อัตราส่วนน้ำต่อผงที่แนะนำให้ใช้คือ 0.33 ซึ่งมีความเหมาะสมทั้งในแง่ของการมีคุณสมบัติที่ดีและความสะดวกในการใช้งาน

เนื่องจากข้อดีของเอมทิเอมีหลายประการคือ มีความแนบสนิทที่ดี⁽²⁾, มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ⁽³³⁾, ทำให้การตกตะกอนของแร่ธาตุได้⁽⁵⁾ และที่บร้งสีทำให้มองเห็นได้ง่ายจากภาพรังสี⁽⁹⁾ ซึ่งจากข้อดีดังกล่าว ในปัจจุบันเอมทิเอจึงถูกนำมาใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายราก, นำมารักษาในฟันที่เนื้อเยื่อในยังมีชีวิต (vital pulp therapy), ใช้เป็นวัสดุปิดปลายราก (apical barrier) ในฟันที่มีปลายรากเปิด, นำมาใช้ในงาน regenerative endodontic และนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะลุภายในคลองรากฟัน⁽⁵⁾

สำหรับข้อด้อยของเอมทิเอคือใช้งานยาก, ราคาแพง และใช้ระยะเวลาในการแข็งตัวเป็นเวลานานทำให้ไม่สามารถให้การรักษาได้ภายในครั้งเดียว⁽¹⁰⁾ นอกจากนั้นแล้วเอมทิเอยังมีแนวโน้มที่จะละลายตัวได้ (wash-out) เมื่ออยู่ในสภาวะที่มีความชื้น⁽¹¹⁾ อีกทั้งมีระยะเวลาในการแข็งตัว (setting time) นาน โดยจากการศึกษาของ Torabinejad และคณะในปี 1995⁽⁹⁾ พบว่าระยะเวลาการแข็งตัวของเอมทิเอคือ 2 ชั่วโมง 45 นาที ± 5 นาที แต่อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ได้ตั้งข้อสังเกตไว้ว่า การที่เอมทิเอมีระยะเวลาในการแข็งตัวนานนั้นเป็นผลให้วัสดุมีการเสถียรภาพเชิงมิติ (dimension stability) ซึ่งโดยทั่วไปวัสดุที่แข็งตัวเร็วจะมีการหดตัวที่มากกว่า ดังนั้นจึงอาจเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เอมทิเอมีคุณสมบัติในการปิดผนึกที่ดีได้เช่นกัน

การใช้เอ็มทีเอเป็นวัสดุอุดรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟัน

เมื่อเกิดรอยทะลุในบริเวณรากฟันทำให้เกิดทางเชื่อมต่อระหว่างภายในคลองรากฟันกับอวัยวะรอบรากฟันหรือภายในช่องปากได้ ซึ่งการติดเชื่อในคลองรากฟันหรืออวัยวะรอบรากฟันจะทำให้เกิดการอักเสบ เกิดการทำลายของกระดูกและอวัยวะปริทันต์ และมีการเจริญของเยื่อเนื้อมีของเหงือก (down-growth of gingival epithelium) เข้าไปยังบริเวณที่มีรอยทะลุ⁽¹⁾ ความสำเร็จของการรักษาล้างจากการเกิดรอยทะลุนั้นมาจากการป้องกันการติดเชื่อในบริเวณที่มีรอยทะลุโดยการปิดผนึกด้วยวัสดุที่ไม่ทำให้ระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อเพื่อป้องกันการอักเสบของเนื้อเยื่อปริทันต์⁽³⁴⁾ ปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จในการรักษาคือระยะเวลา, ขนาดของรอยทะลุ และตำแหน่งของรอยทะลุ^(1, 34)

ตำแหน่งของรอยทะลุเป็นปัจจัยสำคัญที่สุดที่มีผลต่อการพยากรณ์โรค ซึ่งหากเกิดรอยทะลุใกล้สันกระดูกเบ้าฟัน (crestal bone) และเยื่อเนื้อมี (epithelium attachment) รวมไปถึงการเกิดรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟันในฟันหลายรากจะมีการพยากรณ์โรคต่ำ เนื่องจากเสี่ยงต่อการปนเปื้อนของเชื้อแบคทีเรียจากช่องปากที่มาตามร่องเหงือกนำไปสู่การทำลายอวัยวะปริทันต์ได้ ดังนั้นควรอุดปิดรอยทะลุทันทีภายใต้การรักษาที่ปราศจากเชื้อเพื่อป้องกันการติดเชื่อและการทำลายอวัยวะปริทันต์⁽³⁴⁾ วัสดุที่นำมาใช้ควรมีความเหมาะสมที่ติระหว่างเนื้อฟันและวัสดุ เพื่อป้องกันการรั่วซึมของเชื้อแบคทีเรีย, มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ⁽³⁴⁾ และทนต่อแรงผลัก (push-out strength) เพื่อป้องกันการหลุดของวัสดุเมื่อใช้งาน⁽³⁵⁾

ความสามารถในการปิดผนึกของเอ็มทีเอ จากการศึกษานของ Lee และคณะในปี 1993⁽²⁾ ดูการแทรกซึมของสีย้อม (dry penetration) พบว่าเมื่อใช้เอ็มทีเอในการปิดรอยทะลุของรากฟันจะมีความเหมาะสมมากกว่าไออาร์เอ็ม (IRM) และอะมัลกัม (amalgam) สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Nakata และคณะในปี 1998⁽³⁶⁾ ที่ใช้แบบจำลองการรั่วซึมของเชื้อ *Fusobacterium necleatum* วัดการรั่วซึมของเอ็มทีเอและอะมัลกัม นอกจากนั้นแล้วในการศึกษาของ Kaya และคณะ ในปี 2011⁽³⁷⁾ ได้เปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อใช้เอ็มทีเอและคีแทคโมลาร์อีซีมิกซ์ (Ketac™ molar easymix) เป็นวัสดุปิดรอยทะลุในบริเวณง่ามฟันโดยดูการแทรกซึมของสีย้อมพบว่าเอ็มทีเอมีการรั่วซึมน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นเอ็มทีเอจึงเป็นวัสดุที่มีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี ในการศึกษาของ Shahi และคณะในปี 2009⁽³⁸⁾ ได้เปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกของเอ็มทีเอและพอร์ตแลนด์ซีเมนต์โดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนพบว่าไม่มีความแตกต่างกัน นอกจากนั้นแล้วเมื่อเปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกระหว่างเอ็มทีเอสีเทาและเอ็มทีเอสีขาวแล้วพบว่าสามารถป้องกันการรั่วซึมได้ไม่แตกต่างกัน^(39, 40) อีกทั้งเอ็มทีเอยังมีความเหมาะสม (marginal adaptation) ที่ดี โดยพบว่าเอ็มทีเอมีความเหมาะสมดีกว่าอะมัลกัม^(41, 42), ซูเปอร์อีบีเอ (SuperEBA)⁽⁴¹⁾ และพอร์ตแลนด์ซีเมนต์⁽⁴³⁾

ในด้านของความเข้ากันได้ทางชีวภาพนั้น เอ็มทีเอมีความสามารถในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ⁽³³⁾ จากการศึกษานทางจุลชีววิทยาของ Pitt ford และคณะในปี 1995⁽³⁾ พบว่าการใช้เอ็มทีเอเป็นวัสดุปิดรอยทะลุจะทำให้เกิดการสร้างเคลือบรากฟันรอบวัสดุถึงแม้ว่าจะมีการเกินออกไปของวัสดุ อีกทั้งไม่พบการอักเสบของเนื้อเยื่อในกลุ่มที่ได้รับการซ่อมรอยทะลุทันทีด้วยเอ็มทีเอ

สำหรับคุณสมบัติในด้านการทนแรงผลึก วัสดุที่ใช้ซ่อมรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟันควรทนต่อแรงผลึกได้ดี⁽³⁵⁾ และหากมีการเคลื่อนที่เมื่อได้รับแรงแล้วควรกลับมายึดติดกับเนื้อฟันอีกครั้งได้⁽⁴⁴⁾ เพื่อป้องกันการเคลื่อนที่หรือหลุดของวัสดุเมื่อได้รับแรงจากการใช้งาน อีกทั้งความแข็งแรงพันธะในการยึดติดระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันยังเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลให้วัสดุมีการปิดผนึกที่ดีอีกด้วย⁽⁴⁵⁾ จากการศึกษาในอดีตพบว่าเอ็มทีเอสสามารถทนต่อแรงผลึกได้ดีเมื่อเวลาผ่านไป^(44, 46, 47) ในช่วงเวลา 72 ชั่วโมงแรกหลังจากการอุด เอ็มทีเอสจะมีความทนต่อแรงผลึกเพิ่มขึ้นอย่างมาก⁽⁴⁶⁾ แต่หากได้รับแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของวัสดุในช่วง 24 ชั่วโมงแรกหลังการอุดแล้วจะพบว่าเมื่อเวลาผ่านไปเอ็มทีเอสจะมีความสามารถในการทนต่อแรงผลึกน้อยกว่าเอ็มทีเอสกลุ่มที่ไม่ได้รับแรงในช่วง 72 ชั่วโมงแรก ดังนั้นจึงแนะนำให้บูรณะการอุดหลังจากการอุดปิดรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟันเป็นเวลาอย่างน้อย 72 ชั่วโมง⁽⁴⁷⁾ ความชื้นมีส่วนสำคัญที่ทำให้เอ็มทีเอสสามารถทนแรงผลึกได้มากขึ้น⁽⁴⁶⁾ แต่หากมีการปนเปื้อนของเลือดแล้วจะทำการความสามารถในการทนแรงผลึกของวัสดุลดลง⁽⁴⁴⁾ แต่อย่างไรก็ตามในการศึกษาของ Ertas และคณะในปี 2006⁽⁴⁸⁾ พบว่าความทนต่อแรงผลึกของเอ็มทีเอสต่างบริษัทกันจะมีค่าต่างกัน

โมโนแคลเซียมซิลิเกต (Monocalcium silicate, CaSiO_3), วอลลาสโตไนท์ (Wollastonite)

ในปี 1969 ได้มีการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุชีวกัมมันต์ (bioactive material) ซึ่งสามารถเกิดการเชื่อมประสานกัน (bond) ระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อได้ โดยเป็นผลมาจากการตอบสนองทางชีววิทยาระหว่างเนื้อเยื่อที่อยู่ล้อมรอบกับผิวสัมผัสของวัสดุนั้น เกิดเป็นพื้นผิวที่มีการตกตะกอนแร่ธาตุ (mineralizing interface) ทำให้มีสภาพแวดล้อมที่เหมาะสมในการเจริญเติบโตกระดูกได้ ตัวอย่างเช่น ไบโอกลาส (bioglass), ไฮดรอกซีอะพาไทต์, แคลเซียมฟอสเฟตเซรามิก (calcium phosphate ceramic) และอะพาไทต์วอลลาสโตไนท์กลาสเซรามิก (apatite/wollastonite glass ceramic) เป็นต้น ปัจจุบันวัสดุดังกล่าวได้มีการนำมาใช้ทางการแพทย์ เช่น การปลูกกระดูก, การซ่อมแซมในส่วนหูชั้นกลาง, ทดแทนกระดูกสันหลังและกระดูกเชิงกราน^(49, 50) นอกจากนั้นยังมีการนำมาใช้ในทางทันตกรรม เช่น การปลูกกระดูก, เคลือบผิวรากเทียม, นำมาเป็นส่วนประกอบหนึ่งของวัสดุแกน (scaffold) หรือนำมาใช้รักษาอาการเสียวฟัน⁽⁵¹⁻⁵³⁾

โมโนแคลเซียมซิลิเกตหรือวอลลาสโตไนท์เป็นหนึ่งในวัสดุชีวกัมมันต์⁽¹²⁾ ซึ่งสามารถพบได้ในธรรมชาติหรือสังเคราะห์ขึ้น⁽⁵⁴⁾ จากการศึกษาของ Siriphannon และคณะในปี 1999⁽¹⁷⁾ พบว่าเมื่อแช่โมโนแคลเซียมซิลิเกตในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายจะพบการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ และสามารถสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้รวดเร็วกว่าแก้วที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility glass) และกลาสเซรามิก (glass-ceramic) ชนิดอื่นเนื่องจากการละลายตัวที่เร็ว⁽¹⁶⁾ อีกทั้งในการศึกษาของ Siriphannon และคณะในปี 2002⁽⁵⁵⁾ พบว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธีตกตะกอนร่วม (co-precipitation) ด้วยอุณหภูมิที่แตกต่างกันจะแบ่งออกเป็น 3 วัฏภาคคือ วัฏภาคอสัณฐาน (amorphous phase, Amorphous CaSiO_3), วัฏภาค

อุณหภูมิต่ำ (low temperature phase, β -CaSiO₃) และวัฏภาคอุณหภูมิสูง (high temperature phase, α -CaSiO₃) ในวัฏภาคที่แตกต่างกันจะมีลักษณะโครงสร้างและพื้นผิวแตกต่างกันและยังมีผลต่อลักษณะการสร้างรวมไปถึงโครงสร้างและขนาดโมเลกุลของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นบนพื้นผิววัสดุอีกด้วย โดยโมโนแคลเซียมซิลิเกตวัฏภาคอุณหภูมิสูงจะเกิดไฮดรอกซีอะพาไทต์เร็วที่สุดเมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายโดยลักษณะที่พบจะมีอนุภาคกลมขนาดเล็กรวมตัวเป็นกลุ่ม ลักษณะเป็นชั้นที่มีรูพรุนและเรียงตัวแบบหลวมๆ แต่สำหรับโมโนแคลเซียมซิลิเกตวัฏภาคอุณหภูมิต่ำและโมโนแคลเซียมซิลิเกตวัฏภาคอุณหภูมิสูงจะพบว่าชั้นไฮดรอกซีอะพาไทต์จะมีการรวมตัวกันเป็นกลุ่มของอนุภาคกลมขนาดใหญ่

จากการศึกษาของ Liu และคณะ⁽¹³⁻¹⁵⁾ พบว่าเมื่อเคลือบวอลลาสโตไนท์บนพื้นผิวของโลหะผสมไทเทเนียม (titanium alloy) และแช่สารละลายจำลองสภาวะร่างกาย จะพบการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ประกอบด้วยคาร์บอเนต (carbonate-containing hydroxyapatite; CHA) บนพื้นผิวและภายใต้ชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ประกอบด้วยคาร์บอเนตนั้นจะพบชั้นที่ประกอบด้วยซิลิกา (silica-rich layer) ซึ่งกลไกในการสร้างอะพาไทต์เกิดจากการแลกเปลี่ยนประจุระหว่างประจุไฮโดรเนียม (2H₃O⁺) ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายกับประจุของแคลเซียม (Ca²⁺) ในวอลลาสโตไนท์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Siyu Ni และ Jiang Chang ในปี 2009⁽¹⁶⁾ ที่พบว่าแคลเซียมซิลิเกตเซรามิก (calcium silicate ceramic) สามารถสร้างชั้นอะพาไทต์ได้อย่างรวดเร็วเมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย นอกจากนั้นแล้วในการศึกษาของ De Aza P.N. และคณะในปี 1998⁽¹⁸⁾ พบว่าเมื่อแช่ซิวโดวอลลาสโตไนท์ (pseudowollastonite) ในน้ำลายพาโรติคของมนุษย์ (human parotid saliva) พบว่าเกิดการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่พื้นผิวของวัสดุได้เช่นเดียวกันกับการแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย การเกิดไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ประกอบด้วยคาร์บอเนตบนวัสดุนั้นจะส่งเสริมให้เกิดการยึดติดระหว่างเนื้อเยื่อและวัสดุได้⁽¹²⁾

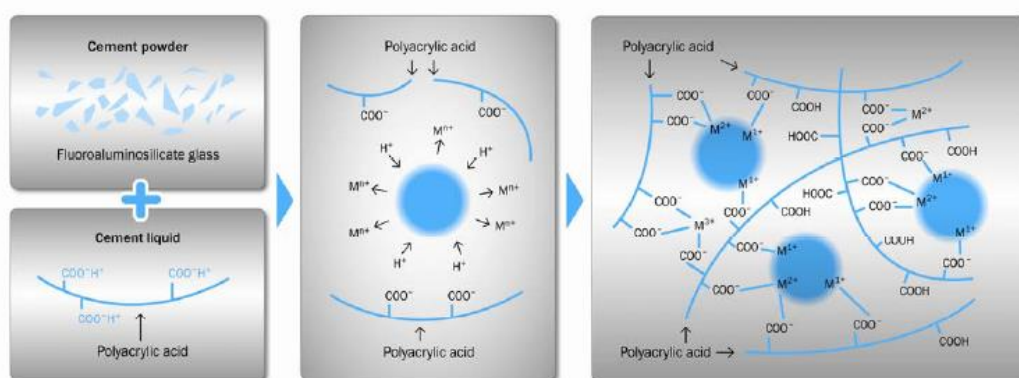
ในด้านความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) ของสารแคลเซียมซิลิเกตจากการศึกษาของ Ni และ Chang ในปี 2009⁽¹⁶⁾ พบว่าแคลเซียมซิลิเกตสามารถปล่อยประจุทำให้เกิดการส่งเสริมการแบ่งตัวของเซลล์คล้ายเซลล์สร้างเนื้อฟัน (odontoblast-like cell) ได้ และจากการศึกษาของ Lin ในปี 2005⁽⁵⁶⁾ พบว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตเซรามิก (CaSiO₃ ceramic) สามารถรองรับการยึดติดและการแบ่งตัวของเซลล์ต้นกำเนิดไขกระดูก (bone marrow mesenchymal stem cell) ได้ ซึ่งแสดงว่ามีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ

แต่อย่างไรก็ตามวอลลาสโตไนท์เป็นวัสดุที่มีความเปราะ⁽¹⁹⁻²¹⁾ แต่เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ดีคือมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่ออีกทั้งยังเป็นวัสดุชีวกัมมันต์ดังที่กล่าวมาข้างต้น ดังนั้นการนำ วอลลาสโตไนท์มาผสมกับสารอื่นเพื่อพัฒนาวัสดุทางทันตกรรมจึงเป็นที่น่าสนใจ จากการศึกษาของ Pattanayak ในปี 2007⁽⁵⁷⁾ ได้นำอะพาไทต์และวอลลาสโตไนท์มาผสมกับพอลิเมทิลเมทาคริเลต (polymethyl methacrylate; PMMA) พบว่าสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ อีกทั้ง Monvisade และคณะในปี 2007⁽⁵⁸⁾ พบว่าเมื่อผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับพอลิเมทิลเมทาคริเลตพบว่าจะมีค่าความทนแรงอัด (compressive strengths) ที่สูงขึ้นได้

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Glass ionomer cement; GIC)

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุอุดที่สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ ถูกพัฒนาขึ้นโดย Wilson และ Kent และวางขายในท้องตลาดในปี 1972 ในชื่อ Alumino – Silicate Polyacrylic acid (ASAP)^(22, 23) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุที่เกิดจากการรวมตัวกันของส่วนผงที่เป็นผลึกแก้วแคลเซียมหรือสตรอนเทียมอะลูมิโนฟลูออโรซิลิเกต (aluminofluorosilicate glass) และส่วนของเหลวที่เป็นพอลิเมอร์ (polymer) ที่ประกอบด้วยกรดพอลิคาร์บอกซิลิก (polycarboxylic acid) และกรดทาร์ทาริก (tartaric acid)⁽⁵⁹⁾

ในการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นปฏิกิริยากรดเบส (acid-base reaction) โดยกรดที่อยู่ในส่วนของเหลวจะละลายผลึกแก้วไอโอโนเมอร์ (ionomer glass) เพื่อสร้างเป็นซีเมนต์ที่มีความแข็ง (solid cement) ขั้นตอนของการเกิดปฏิกิริยาเริ่มจากการที่กรดเข้าทำปฏิกิริยากับโครงข่ายแก้ว (glass network) ที่พื้นผิวรอบนอก ทำให้มีการปลดปล่อยสารที่มีประจุบวกซึ่งส่วนใหญ่คืออะลูมิเนียมไอออน (Al^{3+}) และแคลเซียมไอออน (Ca^{2+}) หรือสตรอนเทียมไอออน (Sr^{2+}) ซึ่งสารประจุบวกดังกล่าวจะไปรวมตัวกับสายของกรด (polyacid chains) เกิดเป็นสายของเกลือ (salt bridge) ทำให้สร้างเป็นซิลิกาไฮโดรเจล (silica hydrogel) การสร้างแคลเซียมพอลิอะคริโนเลท (calcium polyacrylate) จะเกิดได้เร็วกว่าอะลูมิเนียมอะคริโนเลท (aluminum polyacrylate) ดังภาพประกอบ 2 ซึ่งการเกิดปฏิกิริยาดังกล่าวจะเกิดเฉพาะบริเวณพื้นผิวของผลึกแก้ว ในขณะที่บริเวณแกนกลางของแก้วนั้นจะไม่เกิดปฏิกิริยา ดังนั้นในบริเวณแกนกลางจะทำหน้าที่เป็นตัวเติม (filler) ในเมทริกซ์ (matrix) และชั้นของซิลิกาเจล (silica gel) จะอยู่ระหว่างอนุภาคของแก้วกับเมทริกซ์เมื่อเกิดการแข็งตัวของวัสดุ⁽²²⁾ หลังจากเกิดการแข็งตัวแล้วปฏิกิริยายังคงดำเนินต่อไป ค่าความแข็งแรงพันธะและความแข็งแรงของวัสดุจะเพิ่มขึ้น⁽⁵³⁾



ภาพประกอบ 2 แสดงขั้นตอนในการเกิดปฏิกิริยากรด-เบสของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์⁽²²⁾

ในปัจจุบันกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ได้ถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่อง สำหรับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กลุ่มแรก คือ Alumino – Silicate Polyacrylic acid I (ASAP I) มีข้อด้อยคือมีการแข็งตัวช้า, ไวต่อความชื้นขณะที่เกิดการแข็งตัวและทึบแสงมาก และถูกพัฒนาต่อมาเป็น ASAP II, ASAP III และ ASAP VI ตามลำดับ โดยมีการเปลี่ยนแปลงในส่วนของเหลวเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติของวัสดุและใช้งานง่ายขึ้น สำหรับกลุ่มกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เสริมแรง (reinforced glass ionomer cement) ได้เติมสารบางชนิด เช่น เส้นใย (fiber) หรือโลหะในส่วนผงเพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับวัสดุ ในส่วนกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซิน (resin modified glass ionomer; RMGI) นั้นได้มีการเติมเรซินลงไปในส่วนของเหลว เช่น ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลต (hydroxyethyl methacrylate; HEMA), บิสจีเอ็มเอ (bisphenol A-glycidyl methacrylate; Bis-GMA) เพื่อปรับปรุงคุณสมบัติด้านการไวต่อความชื้นและการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัว รวมทั้งเพื่อปรับปรุงระยะเวลาในการทำงาน มีความเหมาะสมการยึดติดที่ดีและมีความแข็งแรง แต่อย่างไรก็ตามข้อด้อยของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินคือการหดตัวเมื่อเกิดการแข็งตัว⁽²³⁾

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (highly viscous conventional glass ionomer cement) เป็นวัสดุที่ถูกพัฒนาต่อมา โดยจะใช้งานง่ายขึ้น, แข็งตัวไว, ลดการไวต่อความชื้น (moisture sensitivity) ในช่วงแรกและลดการละลายตัวของวัสดุออก และมีการเติมกรดพอลิอะคริลิก (polyacrylic acid) เข้าไปในส่วนผงและลดขนาดส่วนผงให้มีความละเอียดมากขึ้น ตัวอย่างผลิตภัณฑ์เช่น Ketac™ molar (3M ESPE) หรือ Fuji IX GC®⁽²³⁾ สำหรับ Ketac™ molar easymix (3M ESPE) นั้นถูกพัฒนาต่อมา ซึ่ง Ketac™ molar easymix จะมีความสามารถในการทนแรงอัดได้ดี อีกทั้งมีการละลายตัวต่ำเมื่อเปรียบเทียบกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แบบดั้งเดิมชนิดอื่น⁽²⁴⁾

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุที่มีข้อดีคือมีความสวยงาม, มีความสามารถในการป้องกันฟันผุเนื่องจากมีส่วนประกอบของฟลูออไรด์จึงทำให้เหมาะสำหรับงานทันตกรรมบูรณะ อีกทั้งยังมีความสามารถในการยึดติดกับเนื้อฟัน สำหรับความสามารถในการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับเนื้อฟันและเคลือบฟันเกิดจากพันธะทางเคมี⁽²²⁾ โดยเมื่อวางกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมเสร็จใหม่บนเนื้อฟันหรือเคลือบฟัน ฟอสเฟตไอออนที่เป็นประจุลบและแคลเซียมไอออนที่เป็นประจุบวกจากไฮดรอกซีอะพาไทต์จะถูกดูดซึมเข้าไปยังซีเมนต์ที่ยังไม่แข็งตัว เกิดเป็นชั้นระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และไฮดรอกซีอะพาไทต์ เรียกว่า ชั้นแลกเปลี่ยนประจุ (ion-exchange layer) ซึ่งจะประกอบด้วยประจุของแคลเซียมและฟอสเฟตจากไฮดรอกซีอะพาไทต์ และประจุอะลูมิเนียม, ซิลิกา, ฟลูออไรด์และแคลเซียม และ/หรือสตรอนเชียมจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ สำหรับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินนั้นในบางการศึกษาพบว่ามีเรซินยื่นเข้าไปในท่อเนื้อฟันอีกด้วย (resin tag)⁽⁶⁰⁾

สำหรับคุณสมบัติในด้านความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อพบว่ามีความเป็นพิษต่ำ⁽²²⁾ โดยจะมีความเป็นพิษต่อเซลล์สูงในช่วงแรกและลดลงเมื่อเวลาผ่านไป⁽⁶¹⁾ จากการศึกษาของ Costa และคณะ ในปี 2003⁽⁶²⁾ พบว่า Fuji IX GC® และ Ketac™ molar มีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยที่สุด และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซิน (vitremer และ vitribond) มีความเป็นพิษต่อเซลล์มากที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Oliva และคณะในปี 1996⁽⁶³⁾ พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินมีความเป็นพิษต่อเซลล์กระดูกของมนุษย์มากกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดัดแปลงด้วยเรซินประกอบด้วยไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตและกรดที่ไม่สามารถระบุชนิดได้ แต่อย่างไรก็ตามในการศึกษาของ Vajrabhaya และคณะในปี 2006⁽⁶⁴⁾ ซึ่งเปรียบเทียบความเป็นพิษต่อเซลล์ของเอ็นยัดปริทันต์ (periodontal ligament) พบว่า Ketac™ molar มีความเป็นพิษมากกว่าเอ็มทีเอ

ปัจจุบันได้มีการพัฒนาวัสดุโดยได้นำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มาผสมกับวัสดุชีวกัมมันต์จากการศึกษาของ Choi และคณะในปี 2008⁽⁶⁵⁾ พบว่าเมื่อนำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมกับวัสดุชีวกัมมันต์ร้อยละ 30 แช่ลงในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย พบว่าเกิดชั้นอะพาไทต์ที่มีการตกตะกอนแร่ธาตุของกระดูก (bone-mineral apatite layer) ที่ผิวหน้าของวัสดุ อีกทั้งจากการศึกษาของ Yli-Urpo และคณะ ในปี 2005⁽⁶⁶⁾ ได้นำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมกับผลึกแก้วไบโอแอคทีฟ (bioactive glass, BAG) ร้อยละ 10 และร้อยละ 30 พบว่าวัสดุมีคุณสมบัติเชิงกล คือ ค่าความแข็งแรงกด (compressive strength) และค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ลดลงเนื่องจากอนุภาคของผลึกแก้วไบโอแอคทีฟ อาจทำให้เมทริกซ์ของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เกาะกันแบบหลวมๆ นอกจากนั้นในการศึกษาของ Malarvizhi และคณะในปี 2014⁽⁶⁷⁾ ที่ได้นำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมกับผลึกแก้วไบโอแอคทีฟร้อยละ 30 และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมกับผลึกแก้วไบโอแอคทีฟ-ไฮดรอกซีอะพาไทต์ร้อยละ 30 (bioactive glass-hydroxyapatite) มาใช้ในการอุดยอนปลายรากและวัดความสามารถในการปิดผนึกพบว่ามีความสามารถในการปิดผนึกเท่ากับเอ็มทีเอ

จากการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะในปี 2013⁽²¹⁾ พบว่าเมื่อผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก (อัตราส่วนของผลต่อน้ำเท่ากับ 2.73 ต่อ 1 โดยน้ำหนัก) พบว่าเมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายที่เวลา 7 วันจะเกิดผลึกลักษณะคล้ายอะพาไทต์ (apatite-like crystal) คล้ายคลึงกับเอ็มทีเอและเมื่อดูจาก x-ray fluorescence จะพบว่าที่เวลา 14 และ 28 วันหลังจากการแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายนั้นจะมีอัตราส่วนโมลาร์แคลเซียมต่อฟอสเฟต (Ca/P molar ratio) ใกล้เคียงกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ อีกทั้งเมื่อทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อด้วยเซลล์ไฟโบรบลาสต์ (fibroblast) จากเอ็นยัดปริทันต์พบว่ามีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อที่ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์เนื่องจากโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่ใส่ลงไปจะไปปรับความเป็นกรดที่เกิดจากกลาสไอโอโนเมอร์ นอกจากนั้นแล้วการศึกษาของ Pothiraksanont และคณะในปี 2013⁽²⁵⁾ ยังพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตมี

ระยะเวลาในการแข็งตัวน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเอ็มทีเอ โดยกลาสไอโอโนเมอร์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 จะมีระยะเวลาในการแข็งตัวเริ่มต้น (initial setting time) เฉลี่ยเท่ากับ 8 นาที 45 วินาที และระยะเวลาในการแข็งตัวสุดท้าย (final setting time) เฉลี่ยเท่ากับ 12 นาที 52 วินาที ซึ่งเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 64 นาที และ 121 นาที 30 วินาทีตามลำดับ ดังนั้นจากข้อดีดังกล่าวจึงมีความเป็นไปได้ที่จะนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ร้อยละ 50 มาใช้ในการซ่อมรอยทะลุในบริเวณรากฟันแทนการใช้เอ็มทีเอที่มีข้อด้อยคือระยะเวลาในการแข็งตัวนานและใช้งานยาก⁽¹⁰⁾ อีกทั้งการศึกษาของ Hovichitr และคณะ ในปี 2014⁽²⁶⁾ พบว่าในการทดสอบความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันและความสามารถในการต้านทานเชื้อแบคทีเรีย *Enterococcus faecalis* ของกลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 (อัตราส่วนผสมต่อน้ำ 3:1 โดยน้ำหนัก), กลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 และเอ็มทีเอ พบว่าเอ็มทีเอและกลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 30 มีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทที่ดีกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 มีความชื้นเหนียวมาก และเมื่อแขวนวัสดุทั้งสองกลุ่มเป็นเวลา 14 วันพบว่ามีระยะห่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันมีแนวโน้มลดลง ดังนั้นหากมีปรับปรุงลักษณะของวัสดุโดยการปรับปรุงอัตราส่วนของผงต่อน้ำแล้ว อาจจะทำให้วัสดุมีการไหลแผ่ที่ดีขึ้นเป็นผลให้มีความแนบสนิทที่ดีได้

การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุ

จากที่กล่าวมาข้างต้นจะพบว่าความสำเร็จของการรักษารอยทะลุที่บริเวณรากฟันขึ้นอยู่กับ การป้องกันการติดเชื้อในบริเวณที่มีรอยทะลุ ซึ่งทำการรักษาโดยปิดผนึกในบริเวณที่เกิดรอยทะลุด้วยวัสดุที่มีความแนบสนิทที่ดีระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ ป้องกันการรั่วซึมของเชื้อแบคทีเรียที่จะนำไปสู่การติดเชื้อได้⁽³⁴⁾ การศึกษาการรั่วซึมของวัสดุมีอยู่ด้วยกันหลายวิธี เช่น ดูความสามารถในการแทรกซึมของสีย้อม (dry penetration), การประเมินการซึมผ่านของของเหลว (fluid infiltration) หรือการดูความสามารถในการรั่วซึมของสารต่างๆ เช่น โปรตีน, กลูโคสหรือแบคทีเรีย ซึ่งแต่ละวิธีการศึกษานั้นมีวิธีการและข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไป

แบบจำลองการรั่วซึมของสีย้อม (dry Leakage model)

การศึกษารั่วซึมโดยใช้สีย้อมนั้นเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมเนื่องจากทำได้ง่ายและไม่ต้องใช้อุปกรณ์ที่ยุ่งยากในการศึกษา⁽⁴⁰⁾ สีย้อมที่นิยมนำมาใช้คือเมทิลีนบลู (methylene blue), ฟุชซิน (fushsin), โรดามีนบี (rhodamine B), หมึกอินเดีย (India ink), ซิลเวอร์ไนเตรต (silver nitrate) และ หมึกฟีลิกาน (pelikan ink)⁽³³⁾ โดยดูการแทรกซึมของสีย้อมเข้าไปในช่องว่างหรือรูพรุนต่างๆและนำมาผ่าแยกเพื่อประเมินความลึกในการแทรกซึมของสีย้อม (dry penetration) ซึ่งข้อมูลที่ได้จะเป็นข้อมูลเชิงกึ่งปริมาณ (semi-quantitative)⁽⁶⁸⁾ วิธีดังกล่าวมีข้อด้อยคือสามารถดูได้เพียงระนาบเดียวโดยไม่ได้อุณหภูมิการรั่วซึมทั้งหมด อีกทั้งในการสัณฐานนั้นทำให้อาจไม่พบตำแหน่งของสีย้อม

ที่ลึกที่สุด⁽⁶⁹⁾ สำหรับในการศึกษาเชิงปริมาณนั้นสามารถทำได้โดยการทำการสกัดสีย้อม (dye extraction) โดยการละลายสีย้อมที่อยู่ในชิ้นงานและนำมาวัดค่าการดูดกลืนแสง (optical density, OD) ด้วยเครื่องวัดการดูดกลืนแสง (spectrophotometer)⁽⁶⁸⁾ ซึ่งมีความน่าเชื่อถือมากกว่าเนื่องจากสามารถวัดปริมาณสีย้อมทั้งหมดที่อยู่ในชิ้นงานได้⁽⁴⁰⁾ จากการศึกษาของ Camps และ Pashley ในปี 2003⁽⁶⁹⁾ พบว่าการวัดผลด้วยวิธีการสกัดสีย้อมออกมานั้นให้ผลไม่แตกต่างกับการศึกษาโดยใช้การประเมินการซึมผ่านของของเหลว แต่หากใช้วิธีการวัดระยะทางที่แทรกซึมของสีย้อม (dry penetration) จะให้ผลการศึกษาที่ไม่สอดคล้องกับวิธีอื่น

แต่เนื่องจากโมเลกุลของสีย้อมมีขนาดเล็กซึ่งสามารถแทรกซึมเข้าไปได้ในบริเวณที่โปรตีนกับแบคทีเรียไม่สามารถเข้าถึง ทำให้แนวโน้มของผลการทดลองที่ได้จึงมีค่ามากเกินความเป็นจริง⁽⁷⁰⁾ อีกทั้งในการศึกษาทำในระบบที่คงที่ (static) ที่แตกต่างจากในเนื้อเยื่อรอบรากฟัน⁽⁴⁰⁾ รวมไปถึงปัจจัยบางอย่างนั้นก็มีผลต่อการแทรกซึมของสีย้อม เช่น ค่าความเป็นกรดเป็นด่างหรือปฏิกิริยาทางเคมีเป็นต้น⁽⁷¹⁾ และเอมที่เอมีผลทำให้สีของเมทิลีนบลูจางลงได้ (decoloration)⁽⁷²⁾ ซึ่งปัจจัยดังกล่าวอาจส่งผลต่อการแปรผลการศึกษา

การประเมินการซึมผ่านของของเหลว

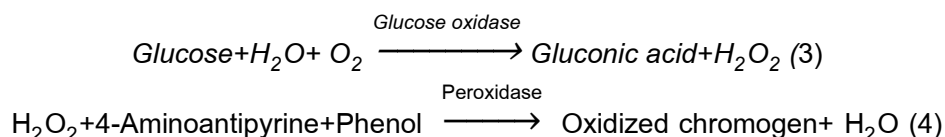
การประเมินความสามารถในการปิดผนึกโดยใช้การประเมินการซึมผ่านของของเหลวถูกศึกษาครั้งแรกโดย Derkson และคณะในปี 1986⁽⁷³⁾ ซึ่งนำมาใช้ในการวัดความสามารถในการซึมผ่านของเนื้อฟัน ต่อมาในปี 2002 Weldon และคณะ⁽⁷⁴⁾ ได้ใช้แบบจำลองการประเมินการซึมผ่านของของเหลวศึกษาการรั่วซึมของเอมที่เอและซูเปอร์อีพีเอเมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน โดยปลายด้านหนึ่งจะถูกให้แรงดัน สำหรับปลายอีกด้านจะมีชิ้นงานอยู่ซึ่งจะถูกเปิดว่าง ดังนั้นเมื่อให้แรงดันน้ำและอากาศจะเกิดการแทนที่ภายในช่องว่างหรือรูพรุนภายในชิ้นงานบันทึกผลโดยวัดอัตราเร็วในการเคลื่อนที่ของฟองอากาศภายในสารละลายที่อยู่ในท่อ ซึ่งวิธีการดังกล่าวมีข้อดีคือมีความไว (sensitivity) และชิ้นงานไม่ถูกทำลายทำให้สามารถทำซ้ำได้ และทำให้ได้ข้อมูลในเชิงปริมาณ^(68, 73, 74)

แต่อย่างไรก็ตามแบบจำลองนี้ยังไม่มีกำหนดมาตรฐานในการทดลอง เช่น ระยะเวลาในการศึกษา, ปริมาณแรงดัน, เส้นผ่านศูนย์กลางของท่อ, เส้นผ่านศูนย์กลางของฟองอากาศและขนาดของฟองอากาศภายในท่อ เป็นต้น ซึ่งปัจจัยดังกล่าวนี้มีผลต่อผลการศึกษา⁽⁷⁵⁾

แบบจำลองการรั่วซึมของกลูโคส (glucose leakage model)

จากการศึกษาของ Xu และคณะในปี 2005⁽⁷⁵⁾ ใช้แบบจำลองนี้ในการศึกษาการรั่วซึมของการอุดคลองรากฟันด้วย sealer 3 ชนิด เนื่องจากกลูโคสมีขนาดโมเลกุลขนาดเล็ก (น้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 180 Da) และเป็นสารอาหารของแบคทีเรีย ซึ่งหากมีการแทรกซึมของกลูโคสจากภายในช่องปากได้แสดงว่าแบคทีเรียที่หลงเหลืออยู่ก็สามารถเจริญเติบโตและเพิ่มจำนวนจนนำไปสู่การอักเสบที่บริเวณรอบปลายรากฟันได้เช่นเดียวกัน ดังนั้นจึงมีความสัมพันธ์กับทางคลินิกมากกว่าการใช้สารชนิดอื่นเป็นตัวทดสอบ การวัดความเข้มข้นของกลูโคสนั้นจะใช้กลูโคสออกซิเดส (glucose

oxidase) ทำให้เกิดไฮโดรเจนเพอร์ออกไซด์ (hydrogen peroxide) ดังสมการที่ 3 และเมื่อมีเพอร์ออกซิเดส (peroxidase) แล้ว chromogenic oxygen acceptor (4-aminoantipyrine และ phenol) จะเกิดปฏิกิริยาขึ้นเป็นสารสีแดง ดังสมการที่ 4 ซึ่งปริมาณสีที่เกิดขึ้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับกลูโคสที่อยู่ในสารละลายและวัดการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาณได้โดยใช้เครื่องวัดการดูดกลืนแสง ซึ่งแบบจำลองนี้จะวัดค่าการรั่วซึมแบบต่อเนื่องได้ตลอดการทดลอง



เมื่อเปรียบเทียบผลการศึกษาในการทดลองโดยใช้การประเมินการซึมผ่านของของเหลวและแบบจำลองการรั่วซึมของกลูโคสแล้วพบว่าให้ผลไม่แตกต่างกัน^(76, 77) แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Shemesh และคณะในปี 2008⁽⁷⁸⁾ พบว่ากลูโคสที่อยู่ในสารละลายที่มีสภาวะเป็นเบสจะเกิดปฏิกิริยาอย่างช้าๆกับออกซิเจน สร้างเป็นกรดกลูโคนิก (gluconic acid) ทำให้วัดปริมาณกลูโคสได้น้อยลง ซึ่งเอ็มทีเอสามารถปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ได้ ดังนั้นจึงไม่ควรใช้แบบจำลองการรั่วซึมของกลูโคสในการศึกษาที่ใช้เอ็มทีเอเป็นสารทดลองเนื่องจากอาจเกิดผลคลาดเคลื่อนของผลการทดลอง

แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน (Protein leakage model)

ในการทดลองจะวัดการรั่วซึมของวัสดุโดยใช้โบวีนซีรัมแอลบูมิน (bovine serum albumin; BSA) เป็นตัวทดสอบ และตรวจสอบผลของการรั่วซึมโดยใช้ Coomassie Brilliant Blue G reagent มาทำปฏิกิริยา เมื่อมีการจับตัวกันเกิดเป็นสารประกอบเชิงซ้อน (dye-protein complex) แล้วจะพบการเปลี่ยนสีจากสีแดงเป็นสีฟ้า ซึ่งปฏิกิริยาดังกล่าวเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วใช้เวลาประมาณ 2 นาที และจะคงอยู่ได้นาน 1 ชั่วโมง จากนั้นนำไปวัดค่าการดูดกลืนแสงด้วยเครื่องวัดการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 595 นาโนเมตรและนำไปคำนวณจากค่ามาตรฐานเพื่อหาปริมาณโปรตีนที่เกิดการรั่วซึม แต่อย่างไรก็ตามปฏิกิริยาอาจถูกรบกวนด้วยสารลดแรงตึงผิวได้⁽⁷⁹⁾

ข้อดีของแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนเนื่องจากขนาดโมเลกุลของโบวีนซีรัมแอลบูมินมีขนาดเล็กกว่าแบคทีเรียแต่ใกล้เคียงกับขนาดโมเลกุลของไลโปโพลีแซคคาไรด์ (lipopolysaccharide) จึงใกล้เคียงกับสถานการณ์ทางคลินิก รวมถึงสามารถทำซ้ำได้และความไวในการทดสอบ ดังนั้นจึงเป็นวิธีการทดสอบการรั่วซึมที่น่าเชื่อถือ^(38, 71, 79, 80)

แบบจำลองการรั่วซึมของเชื้อแบคทีเรีย (bacterial leakage model)

เป็นการศึกษาการรั่วซึมโดยใช้แบคทีเรียเป็นตัวทดสอบ โดยดูการแทรกซึมของเชื้อแบคทีเรียจากความขุ่นหรือการเปลี่ยนสีของสารละลายที่อยู่ในภาชนะส่วนล่าง หลังจากนั้นจะนำสารจากภาชนะส่วนล่างมาตรวจสอบชนิดของเชื้อที่พบด้วยการย้อมสีแกรม^(36, 39) หรือนำมาเพาะบนอาหารเลี้ยงเชื้อ⁽⁸¹⁾ เพื่อยืนยันชนิดของเชื้อที่พบ บันทึกผลการทดลองเป็นจำนวนวันที่สารละลายในภาชนะส่วนล่างเปลี่ยนสีหรือขุ่น

Bea และคณะในปี 1998⁽⁸²⁾ ได้ทำการพัฒนาแบบจำลองในการทดสอบการรั่วซึมของเชื้อกลุ่มที่ไม่ใช้ออกซิเจน โดยภาชนะส่วนบนจะใส่อาหารเลี้ยงเชื้อที่มีเชื้อแบคทีเรียและภาชนะส่วนล่างจะเติมสาร bromocresol purple กับอาหารเลี้ยงเชื้อ ซึ่ง bromocresol purple สามารถเปลี่ยนสีได้เมื่อสารละลายมีความเป็นกรดมากขึ้น โดยที่ค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 6.8 จะเป็นสีม่วงและเมื่อค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 5.2 จะเป็นสีเหลือง เมื่อใช้ *Fusobacterium nucleatum* เป็นตัวทดสอบแล้วจะพบว่ามีการเปลี่ยนสีของสารละลายภายในภาชนะส่วนล่างใน 1 วันหลังจากการรั่วซึม

ชนิดของเชื้อที่ใช้นั้นแตกต่างกันไปในแต่ละการศึกษา สำหรับการศึกษารั่วซึมของวัสดุที่ใช้ในการปิดรอยทะเลในบริเวณง่ามรากฟันนั้น ในการศึกษาของ Ferris และ Baumgartner ในปี 2004⁽³⁹⁾ และการศึกษาของ Nakata และคณะในปี 1998⁽³⁶⁾ ได้ศึกษารั่วซึมของวัสดุที่ใช้ในการปิดรอยทะเลที่ง่ามรากฟันที่เวลา 60 วัน และ 45 วันตามลำดับ โดยใช้เชื้อ *Fusobacterium nucleatum* เป็นตัวทดสอบ และในการศึกษาของ De-Deus และคณะ⁽⁷⁰⁾ ได้ใช้น้ำลายมนุษย์เนื่องจากมีความใกล้เคียงกับสถานการณ์ในคลินิก โดยดูความชุ่มชื้นที่เวลา 50 วัน นอกจากนั้นแล้วจากการศึกษาของ Lodiene และคณะในปี 2011⁽⁸¹⁾ ได้ใช้ *Enterococcus faecalis* ในการศึกษาเนื่องจากเป็นแบคทีเรียชนิดนี้มักพบในฟันกลุ่มที่ล้มเหลวในการรักษา ดูการรั่วซึมที่ระยะเวลา 50 วันโดยดูจากความชุ่มชื้นของสารละลายร่วมกับการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope, SEM) เพื่อดูแบคทีเรียที่วัสดุ

วิธีนี้มีข้อดีเนื่องจากการเป็นการจำลองสถานการณ์ที่ใกล้เคียงกับทางคลินิก^(39, 70, 75) ซึ่งเชื้อแบคทีเรียนี้เป็นสาเหตุหนึ่งของการติดเชื้อ ดังนั้นจึงเป็นตัวทดสอบที่เหมาะสม แต่อย่างไรก็ตามในการแบบจำลองนี้ความยุ่งยากในการศึกษาเนื่องจากจะต้องคงสภาวะปราศจากเชื้อตลอดการทดลองและเมื่อใช้ชนิดของแบคทีเรียต่างชนิดกันก็จะทำให้มีผลการศึกษาที่แตกต่างกัน⁽⁷⁵⁾ อีกทั้งในใช้น้ำลายในการศึกษา น้ำลายประกอบด้วยเชื้อหลายชนิดซึ่งมีความต้องการสภาพแวดล้อมในการเจริญเติบโตที่แตกต่างกันอีกด้วย⁽⁷¹⁾

การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope; SEM)

กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดถูกนำมาใช้ในการประเมินความแนบสนิทระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน (marginal adaptation) และถูกพัฒนาให้มีความละเอียด (resolution) สูง จากการศึกษาของ Shipper และคณะในปี 2004⁽⁴²⁾ พบว่าระบบของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดมีผลต่อขนาดของช่องว่างระหว่างวัสดุและผิวรากฟัน โดยเมื่อใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดระบบสุญญากาศระดับสูง (high-vacuum) จะพบช่องว่างมีขนาดใหญ่กว่าการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดระบบสุญญากาศระดับต่ำ (low-vacuum) ทำให้ไม่สามารถแสดงถึงขนาดของช่องว่างที่แท้จริงได้ อีกทั้งยังทำให้เกิดภาพแปลกปลอม (artifacts) เช่นรอยแตกในชั้นงานที่เป็นเนื้อเยื่อแข็ง, รอยแยกที่วัสดุหรือการยกตัวขึ้นของวัสดุอุด⁽⁴¹⁾ เพื่อหลีกเลี่ยงข้อจำกัดดังกล่าวในการศึกษาของ Torabinejad และคณะในปี 1995⁽⁴¹⁾ จึงสร้างแบบจำลอง (replica) โดยพิมพ์พื้นผิวของชั้นงานด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิซิลอกเซน (polysiloxane) และสร้างแบบจำลองด้วยอีพอกซีเรซิน (epoxy resin)

ระยะเวลาที่ใช้ในการศึกษา

สำหรับระยะเวลาในการทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุนั้นพบว่ามีความแตกต่างในแต่ละการศึกษา จากการศึกษาของ Weldon และคณะในปี 2002⁽⁷⁴⁾ที่ใช้วิธีการซึมผ่านของของเหลวในการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกของเอ็มทีเอและซูเปอร์อีบีเอในการซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน โดยวัดที่ระยะเวลาที่วัสดุแข็งตัว (เอ็มทีเอ 4 ชั่วโมงและซูเปอร์อีบีเอ 30 นาที), 24 ชั่วโมง, 1 สัปดาห์ และ 1 เดือน พบว่าเอ็มทีเอมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีที่เวลา 4 ชั่วโมงเนื่องจากมีการแข็งตัวช้า แต่อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของการรั่วซึมในแต่ละช่วงเวลา

ในการศึกษาของ Zou และคณะในปี 2008⁽⁸³⁾ที่ใช้แบบจำลองการรั่วซึมของกลูโคสในการศึกษาการรั่วซึมของเอ็มทีเอในการปิดรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟันโดยตรงเปรียบเทียบกับใช้เมทริกซ์ภายใน (internal matrix) ร่วมด้วยโดยวัดที่ระยะเวลา 1, 2, 4, 7, 10, 15 และ 20 วัน โดยผลการศึกษาพบว่าในช่วง 4 วันแรกไม่พบว่ามีแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในแต่ละกลุ่มและที่เวลา 10 วันจะพบว่ามี การรั่วซึมในทุกกลุ่มการทดลองเนื่องมาจากมีการละลายตัวของเอ็มทีเอ

นอกจากนั้นแล้วในการศึกษาของ Lodiene และคณะในปี 2011⁽⁸¹⁾ ได้ศึกษาความสามารถในการปิดผนึกโดยวัดการรั่วซึมของเชื้อ *Enterococcus Faecalis* ของเอ็มทีเอ, กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และคอมโพสิทเป็นเวลา 50 วันพบว่ามี การรั่วซึมในช่วง 32 วันแรก หลังจากนั้นไม่พบว่ามีชิ้นงานใดที่เกิดการรั่วซึม

สำหรับการศึกษาที่ใช้การวัดการรั่วซึมของโปรตีนนั้น จากการศึกษาของ Valois ในปี 2004⁽⁷¹⁾ วัดความสามารถในการปิดผนึกของ เอ็มทีเอ ที่มีความหนาต่างกันโดยวัดทุกวันเป็นเวลา 60 วันบันทึกผลเป็นจำนวนครั้งที่มีการรั่วซึมของโปรตีน และในการศึกษาของ Shahi และคณะ ในปี 2009⁽³⁸⁾ นั้นศึกษาความสามารถในการปิดผนึกของเอ็มทีเอและพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ในการปิดรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟันเป็นเวลา 60 วันโดยวัดทุกวันบันทึกผลเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

การศึกษานี้เป็นการศึกษาความสามารถในการผนึกโดยใช้การรั่วซึมของโปรตีนคือโบวีน ซีรัมแอลบูมิน (bovine serum albumin; BSA) เป็นสารทดสอบ โดยแบบจำลองที่ใช้ในการทดสอบ ดังกล่าวได้มีการปรับปรุงมาจากการศึกษาของ Shahi และคณะในปี 2009⁽³⁸⁾ และศึกษาความเหมาะสมของวัสดุด้วยการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

กลุ่มตัวอย่าง

ฟันกรามบนหรือล่างของมนุษย์จำนวนทั้งหมด 95 ซี่ โดยเป็นฟันที่รากแยกออกจากกัน ไม่มีรอยผุหรือมีรอยผุขนาดเล็กหรือวัสดุอุดขนาดเล็ก ไม่มีรอยแตกหรือร้าวเมื่อดูด้วยตาเปล่าและกล้องจุลทรรศน์ (dental operating microscope; DOM) มีความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟัน 2-3 มิลลิเมตร เมื่อถอนแล้วถูกเก็บไว้ในน้ำเกลือ (physiological saline) ฟันจำนวน 50 ซี่จะนำมาใช้ทดสอบการรั่วซึมของโปรตีนโดยแบ่งเป็นกลุ่มทดลอง 3 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ และกลุ่มควบคุมลบ 5 ซี่ สำหรับการศึกษาค่าความเหมาะสมระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันใช้ฟัน 45 ซี่ แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ ตามการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014⁽²⁶⁾

การเตรียมสารที่ใช้ในการทดสอบ

สารที่ใช้ประกอบด้วยไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA, Dentsply Tulsa dental, Tulsa OK, USA), กلاسไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหินดีสูง (Ketac™ molar Easymix, 3M ESPE AG, Germany) และโมโนแคลเซียมซิลิเกต (β -CaSiO₃) ซึ่งได้รับความอนุเคราะห์จาก ผศ.ดร. ปุณณมา ศิริพันธ์โนน ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังซึ่งเตรียมจากแคลเซียมไนเตรดและเตตราเอทิลออร์โทซิลิเกต โดยใช้วิธีการตกตะกอนร่วมจากการใส่โซเดียมไฮดรอกไซด์ จากนั้นนำมาผ่านตะแกรงขนาด 45 ไมครอน (325 mesh)

ในการเตรียมสารประกอบของโมโนแคลเซียมซิลิเกตและกلاسไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ นำสารทั้งสองชนิดมาผสมกันในอัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก จากนั้นนำมาผ่านตะแกรงขนาด 45 ไมครอนเพื่อให้สารผสมกันก่อนนำมาใช้งาน

การเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย (Stimulated body fluid; SBF)

การเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกายตามการศึกษาของ Kokubo และคณะ⁽⁸⁴⁾ โดยนำบีกเกอร์บรรจุน้ำกลั่น 1400 มิลลิลิตร บั่นกวนด้วยเครื่องปั่นกวนแม่เหล็ก (magnetic stirrer) จากนั้นใส่สารเคมีที่ละตัวตามลำดับดังตารางที่ 1 ยกเว้นข้อ 6 ซึ่งจะแบ่งใส่เพียง 30 มิลลิกรัม

พร้อมวัดค่าความเป็นกรดต่างระหว่างการผสม จากนั้นเติมสารเคมีตัวที่ 9 ลงไปเล็กน้อย วัดค่าความเป็นกรดต่างให้อยู่ประมาณ 7.4 จากนั้นเติมสารข้อ 6 ลงไปให้ได้ค่าความเป็นกรดต่าง 7.3 ทำสลับไปเรื่อยๆจนสารละลายตัวที่ 9 หหมด ซึ่งสารละลายที่ได้จะมีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 7.4 เติมน้ำกลั่นให้ได้ปริมาตรเท่ากับ 2000 มิลลิลิตร เก็บไว้ที่อุณหภูมิ 5-10 องศาเซลเซียส ซึ่งสารละลายที่ได้มีค่าความเข้มข้นของไอออนและค่าความเป็นกรดต่างใกล้เคียงกับพลาสมาในเลือดมนุษย์

ตาราง 1 สารเคมีที่ใช้ในการเตรียมสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย

ลำดับ	สาร	ปริมาณ
1	NaCl	15.992 กรัม
2	NaHCO ₃	0.7 กรัม
3	KCl	0.448 กรัม
4	K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	0.348 กรัม
5	MgCl ₂ ·6H ₂ O	0.612 กรัม
6	1M-HCl	80 มิลลิลิตร
7	CaCl ₂	0.556 กรัม
8	Na ₂ SO ₄	0.144 กรัม
9	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	12.116 กรัม

การเตรียมฟันเพื่อทำการทดลอง

ในการเตรียมฟันสำหรับทดสอบการรั่วซึมของโปรตีน นำฟัน 45 ซี่มาทำการเปิดทางเข้าโพรงฟัน (access opening) นำเนื้อเยื่อในที่หลงเหลือทั้งหมดออกด้วย spoon excavator และเคไฟล์ (K-file) ล้างด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 (sodium hypochloride; NaOCl) และน้ำเกลือ นำฟันมาตรวจสอบรอยร้าวอีกครั้งภายใต้กล้องจุลทรรศน์ (dental operating microscope, DOM) จากนั้นสร้างรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟันโดยใช้หัวกรอความเร็วสูงเคลือบเพชรร่วมกับการใช้น้ำช่วยลดความร้อน (high speed diamond bur with water coolant) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร โดยกรอที่กึ่งกลางง่ามรากฟัน ซึ่งทำให้เกิดรอยทะลุจากพื้นของโพรงฟัน (floor of pulp chamber) ไปยังง่ามรากฟัน ปิดในส่วนของคลองรากฟันด้วยซีผึ้ง (sticky wax) และเคลือบในทุกพื้นผิวของฟันยกเว้นบริเวณง่ามรากฟัน (furcation area) ด้วยน้ำยาเคลือบทั้งหมด 2 ครั้ง และทิ้งไว้ให้แห้งที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อป้องกันการรั่วซึมผ่านคลองรากฟัน

สำหรับพื้นที่นำมาใช้ในการทดสอบความแนบสนิทของวัสดุกับผนังคลองรากฟัน นำฟันทั้งหมด 45 ซี่ นำมาตัดในส่วนตัวฟันและรากฟันออกทั้งหมด เหลือเป็นแผ่นเนื้อฟันของบริเวณง่ามรากฟัน กำจัดเนื้อเยื่อในที่หลงเหลือออกด้วยเคไฟล์ ล้างด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 และน้ำเกลือ นำฟันมาตรวจรอยร้าวอีกครั้งภายใต้กล้องจุลทรรศน์ จากนั้นสร้างรอยทะเลาะในบริเวณง่ามรากฟันโดยการใช้หัวกรอความเร็วสูงเคลือบเพชรร่วมกับการใช้น้ำช่วยลดความร้อน ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร โดยกรอที่กึ่งกลางง่ามรากฟัน ซึ่งทำให้เกิดรอยทะเลาะจากพื้นของโพรงฟันไปยังง่ามรากฟัน ดังภาพประกอบ 3



ภาพประกอบ 3 ฟันที่ถูกทำให้เกิดรอยทะเลาะ

การซ่อมรอยทะเลาะ

จำลองลักษณะของเนื้อเยื่อปริทันต์โดยใช้โฟมจัดดอกไม้ที่ทำให้ชื้นด้วยสารละลายจำลองคล้ายของเหลวในร่างกาย ใส่ในกล่องพลาสติกที่มีฝาปิดเพื่อให้มีความชื้นสัมพัทธ์ 100% นำชิ้นส่วนของฟันกุดบนโฟมจัดดอกไม้ที่เตรียมไว้ แบ่งตามชนิดของวัสดุเป็น 3 กลุ่มโดยการสุ่ม กลุ่มที่ 1 เอ็มทีเอ กลุ่มที่ 2 กลาสไอโอโนเมอร์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7 : 1 (1.7 : 1CsGi) และกลุ่มที่ 3 กลาสไอโอโนเมอร์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตร้อยละ 50 อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1 : 1 (1 : 1CsGi)

ในกลุ่มที่ 1 ผสมเอ็มทีเอด้วยอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 3:1 ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ลักษณะของวัสดุหลังผสมเป็นครีมข้น (thick creamy consistency) ดังภาพประกอบ 4 ก) นำใส่ในรอยทะเลาะด้วย spoon excavator กดให้แน่นด้วย endodontic plugger และแท่งกระดาษ (paper point) หลังจากการซ่อมรอยทะเลาะนำชิ้นงานเก็บในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ 100%

ในกลุ่มที่ 2 ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับส่วนผงของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก จากนั้นนำมาผสมกับส่วนน้ำของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 1.7 : 1 (โดยน้ำหนัก) ดังภาพประกอบ 4 ข) นำใส่ในรอยทะเลาะด้วย spoon excavator กดให้แน่นด้วย endodontic plugger และแท่งกระดาษ หลังจากการซ่อมรอยทะเลาะนำชิ้นงานเก็บในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ 100%

ในกลุ่มที่ 3 ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตกับส่วนผงของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก จากนั้นนำมาผสมกับส่วนน้ำของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 1:1 (โดยน้ำหนัก) ดังภาพประกอบ 4 ค) นำใส่ในรอยทะลุด้วย plastic instrument กดให้แน่นด้วย endodontic plugger และแต่งกระดาด หลังจากการซ่อมรอยทะลุชิ้นงานเก็บในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ 100%



ภาพประกอบ 4 ลักษณะของวัสดุหลังผสม ก) เอ็มทีเอ ข)กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7 : 1 ค) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1 : 1

ตาราง 2 รายละเอียดของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง

สาร	บริษัทผู้ผลิต	ชุดผลิตภัณฑ์
Ketac™ molar	3M ESPE	Powder : 551836 Liquid : 569062
Proroot® MTA	Dentsply Tulsa Dental	14050801A

ในการศึกษาจะแบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วนได้แก่

1. การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุทั้งสองชนิดโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน
2. การทดสอบความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันจากแบบจำลองด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน

นำพื้นที่ได้รับการซ่อมรอยทะลุด้วยวัสดุตั้งที่กล่าวข้างต้นกลุ่มละ 15 ที่ ประกอบด้วยกลุ่มทดลอง 3 กลุ่มคือ กลุ่มใช้เอ็มทีเอ, กลุ่มที่ใช้กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 50 อัตราส่วนของผงต่อน้ำ 1.7 : 1, กลุ่มที่ใช้กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมร้อยละ 50 อัตราส่วนของผงต่อน้ำ 1 : 1 เก็บที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ 100% เป็นเวลา 48 ชั่วโมงเพื่อให้เกิดการแข็งตัวเต็มที่ จากนั้นนำมาใส่ในแบบจำลองการรั่วซึมโปรตีน สำหรับกลุ่มควบคุมลบจำนวน 5 ที่ เป็นพื้นที่ไม่มีการทำรอยทะลุ ปิดคลองรากฟันด้วยซีฟ้งและทาน้ำยาทาเล็บ 2 ชั้น ทิ้งไว้ให้แห้งก่อนนำมาทดลอง

แบบจำลองประกอบด้วยห้องบน (upper chamber) และห้องล่าง (lower chamber) ในส่วนของห้องล่างทำมาจากขวดแก้วขนาด 15 มิลลิลิตร ที่บรรจุน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร บริเวณฝาปิดจะถูกทำให้เป็นรูด้วยความร้อน จากนั้นนำหลอดฉีดยาพลาสติกที่ถูกตัดด้านบนและปลายด้านล่างมาทำเป็นห้องบน โดยยึดติดตัวอย่างกับปลายหลอดฉีดยาพลาสติกด้วยกาวร้อนที่ระดับของรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและผิวเคลือบฟัน (cemento-enamel junction) ช่องว่างรอบๆตัวฟันถูกปิดด้วยซีฟ้ง (sticky wax) และเคลือบทั้งหมดด้วยยาทาเล็บ 2 ครั้งและทิ้งไว้ให้แห้งที่อุณหภูมิห้อง แบบจำลองแสดงในภาพประกอบ 5 ภายในบรรจุด้วยโปรตีนความเข้มข้นร้อยละ 22 ปิดด้านบนสุดด้วยอลูมิเนียมฟอยล์ (aluminum foil) เมื่อนำส่วนของห้องบนและห้องล่างมาต่อกันจะพบว่ารากฟันจะอยู่ในส่วนของห้องล่างและบริเวณง่ามรากฟันอยู่ต่ำกว่าระดับน้ำกลั่น แบบจำลองถูกเก็บอยู่ที่ความชื้นสัมพัทธ์ 100% ในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสตลอดการศึกษา และต้องมีการเติมสารละลายโปรตีนให้มีปริมาตรคงที่ รวมถึงมีการเติมน้ำกลั่นในปริมาณที่เท่ากับปริมาตรที่นำออกไปทดสอบ



ภาพประกอบ 5 (ก) อุปกรณ์ที่ใช้ทำแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน (ข) แสดงการประกอบแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน

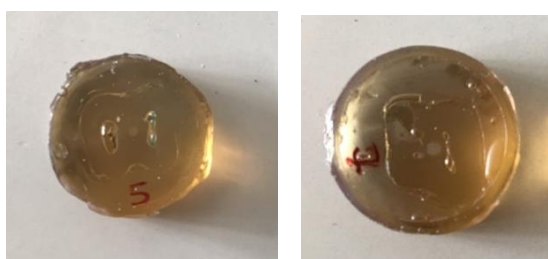
สำหรับสารทดสอบนั้นเตรียมโดยใช้ Reagent Coomassie Brilliant Blue G 100 มิลลิกรัม ละลายใน 90% ethanol 50 มิลลิลิตร และ 85% phosphoric acid 100 มิลลิลิตรและนำมาเจือจางในน้ำกลั่นให้มีปริมาตรสุดท้ายเท่ากับ 1 ลิตร ซึ่งสารที่ได้จะมีความเข้มข้นเท่ากับ 0.01% (w/v) coomassie brilliant blue G, 4.7% (w/v) ethanol และ 8.5% phosphoric acid จากนั้นนำมากรองแล้วเก็บในขวดแก้วที่บดแสงที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส⁽⁷⁹⁾

ในการทดสอบการรั่วซึมนั้นทำได้โดยนำสารละลายจากห้องล่างปริมาณ 4 ไมโครลิตร ผสมกับ Bradford protein reagent 200 ไมโครลิตร ปล่อยให้สารทำปฏิกิริยา 15 นาที แล้วนำไปวัดค่าการดูดกลืนแสงที่ 595 นาโนเมตร ทำซ้ำ 3 ครั้งและหาค่าเฉลี่ย จากนั้นเติมน้ำกลั่นในปริมาณ 12 ไมโครลิตรลงไปในส่วนล่างอีกครั้งเพื่อมีปริมาตรเท่าเดิม หากสารละลายที่นำมาวัดนั้นมีความเข้มข้นของโปรตีนสูงเกินไปให้ทำการเจือจางด้วยน้ำกลั่นก่อน จากนั้นเปรียบเทียบเป็นอัตราส่วนเพื่อหาค่าปริมาณโปรตีน

ค่ามาตรฐาน (calibration curve) คำนวณได้จากการนำโปรตีนที่มีความเข้มข้นต่างๆมาทดสอบกับ Bradford protein reagent ปริมาณ 200 ไมโครลิตร แล้วนำไปวัดค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 595 นาโนเมตร เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ในการแปลงผลการศึกษาค่าการดูดกลืนแสงที่วัดได้จากตัวอย่างทดลองมาคำนวณในสมการคือ ปริมาณโปรตีน (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร) เท่ากับค่าการดูดกลืนแสงที่วัดได้คูณด้วยสัมประสิทธิ์ บันทึกที่เวลา 24 ชั่วโมง, 7 วัน, 14 วัน และ 28 วัน นำค่าความเข้มข้นของสารละลายที่ได้ในแต่ละกลุ่มมาวิเคราะห์ด้วยสถิติด้วยสถิติ Friedman, สถิติ Kruskal-Wallis และสถิติ Mann Whitney U ที่ระดับความเชื่อมั่น $\alpha = 0.05$

การทดสอบความเหมาะสมของวัสดุกับเนื้อฟันจากแบบจำลองด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

เตรียมชิ้นงานโดยนำฟันที่ได้รับการซ่อมรอยทะลุด้วยวัสดุทั้งสามกลุ่มเก็บในความชื้นสัมพัทธ์ 100% อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 14 วัน จากนั้นนำชิ้นงานมาขัดผิวหน้าด้วยกระดาษทรายและน้ำยาเพชรขัดเงา พิมพ์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไซลิกออกเซนชนิดเหลว (light body polysiloxane; Reprosil®, Densply, USA) และหล่อแบบจำลองด้วยอีพอกซีเรซิน (epoxy resin; EMBED® 812, Hatfield, PA, USA) ผสมอีพอกซีเรซินในอัตราส่วนตามบริษัทแนะนำ เก็บในอุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อให้เกิดการแข็งตัว แกะแบบจำลองออกจากวัสดุพิมพ์ปาก ได้แบบจำลองดังภาพประกอบ 6 นำแบบจำลองรากฟันมายึดบนแท่นอลูมิเนียมและเคลือบทองที่ผิวหน้าขึ้นตัวอย่างก่อนดูชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด บันทึกภาพด้วยคอมพิวเตอร์ ประเมินผลการศึกษาโดยการวัดความกว้างของช่องว่างระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟันที่บริเวณมุมทั้ง 4 ของชิ้นงานในหน่วยไมโครเมตร หาค่าเฉลี่ย วิเคราะห์ความแตกต่างทางสถิติด้วย one-way ANOVA ที่ระดับความเชื่อมั่น $\alpha = 0.05$



ภาพประกอบ 6 แบบจำลองจากบริเวณง่ามรากฟัน

บทที่ 4

ผลการศึกษา

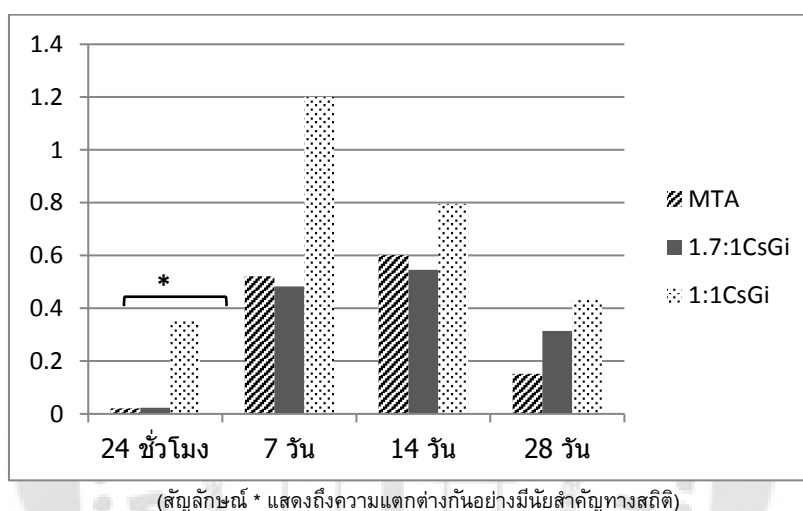
การทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน

ในการทดสอบพบว่าในกลุ่มควบคุมลบ (negative control) ไม่พบการเปลี่ยนสีตลอด 28 วัน สำหรับกลุ่มทดลองพบการรั่วซึมของโปรตีนตั้งแต่ 24 ชั่วโมงแรกในทุกกลุ่มการทดลอง ผลการทดลองแสดงในตาราง 3 (แสดงผลค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

ตาราง 3 แสดงการรั่วซึมของโปรตีนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

เวลา	กลุ่ม	ค่าโปรตีนที่วัดได้ $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร)	ค่าต่ำสุด (ร้อยละโดยมวล ต่อปริมาตร)	ค่าสูงสุด (ร้อยละโดย มวลต่อ ปริมาตร)
24 ชั่วโมง	MTA	0.02126 $\pm$ 0.043385	0.00000	0.12826
	1.7:1CsGi	0.02365 $\pm$ 0.030442	0.00000	0.10409
	1:1CsGi	0.35257 $\pm$ 0.605000	0.00000	1.99557
7 วัน	MTA	0.52171 $\pm$ 0.839823	0.00212	2.79818
	1.7:1CsGi	0.48256 $\pm$ 0.623045	0.00772	2.15656
	1:1CsGi	1.19996 $\pm$ 1.212215	0.00260	3.89428
14 วัน	MTA	0.60179 $\pm$ 0.86569	0.00000	2.76300
	1.7:1CsGi	0.54576 $\pm$ 1.040246	0.00326	3.40039
	1:1CsGi	0.79562 $\pm$ 1.069208	0.00000	3.62225
28 วัน	MTA	0.15115 $\pm$ 0.222462	0.00000	0.73373
	1.7:1CsGi	0.31388 $\pm$ 0.515868	0.00517	1.59594
	1:1CsGi	0.43258 $\pm$ 0.70830	0.00000	2.26694

จากผลการศึกษาพบว่าเมื่อเวลาผ่านไปจะมีความเข้มข้นของโปรตีนเพิ่มขึ้นยกเว้นวันที่ 14 และ 28 ในทุกกลุ่มทดลอง และเมื่อนำผลการศึกษามาวิเคราะห์ด้วยสถิติ Friedman พบว่ามีแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p value < 0.05) และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างการรั้วซึมของโปรตีนระหว่างกลุ่มตัวอย่างในแต่ละช่วงเวลาพบว่าเมื่อนำมาวิเคราะห์ด้วยสถิติ Kruskal-Wallis จะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ช่วงเวลา 24 ชั่วโมง (p value = 0.025) และหากเปรียบเทียบที่เวลา 24 ชั่วโมงจะพบว่า MTA มีการรั้วซึมไม่แตกต่างจาก 1.7 : 1CsGi แต่กลุ่ม 1 : 1CsGi มีการรั้วซึมแตกต่างจาก MTA อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่อย่างไรก็ตาม ดังภาพประกอบ 7



ภาพประกอบ 7 แผนภูมิเปรียบเทียบปริมาณโปรตีนที่รั้วซึม

เมื่อพิจารณาความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟันในแต่ละกลุ่มการศึกษาพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อวิเคราะห์ด้วยสถิติ One-way ANOVA ดังตาราง 4

ตาราง 4 แสดงค่าเฉลี่ยความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟัน

กลุ่ม	จำนวน	ความหนา (มิลลิเมตร) $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	P-value
MTA	15	2.48 ± 0.3299	0.998
1.7 : 1CsGi	15	2.48 ± 0.2981	
1 : 1Cs Gi	15	2.48 ± 0.3482	

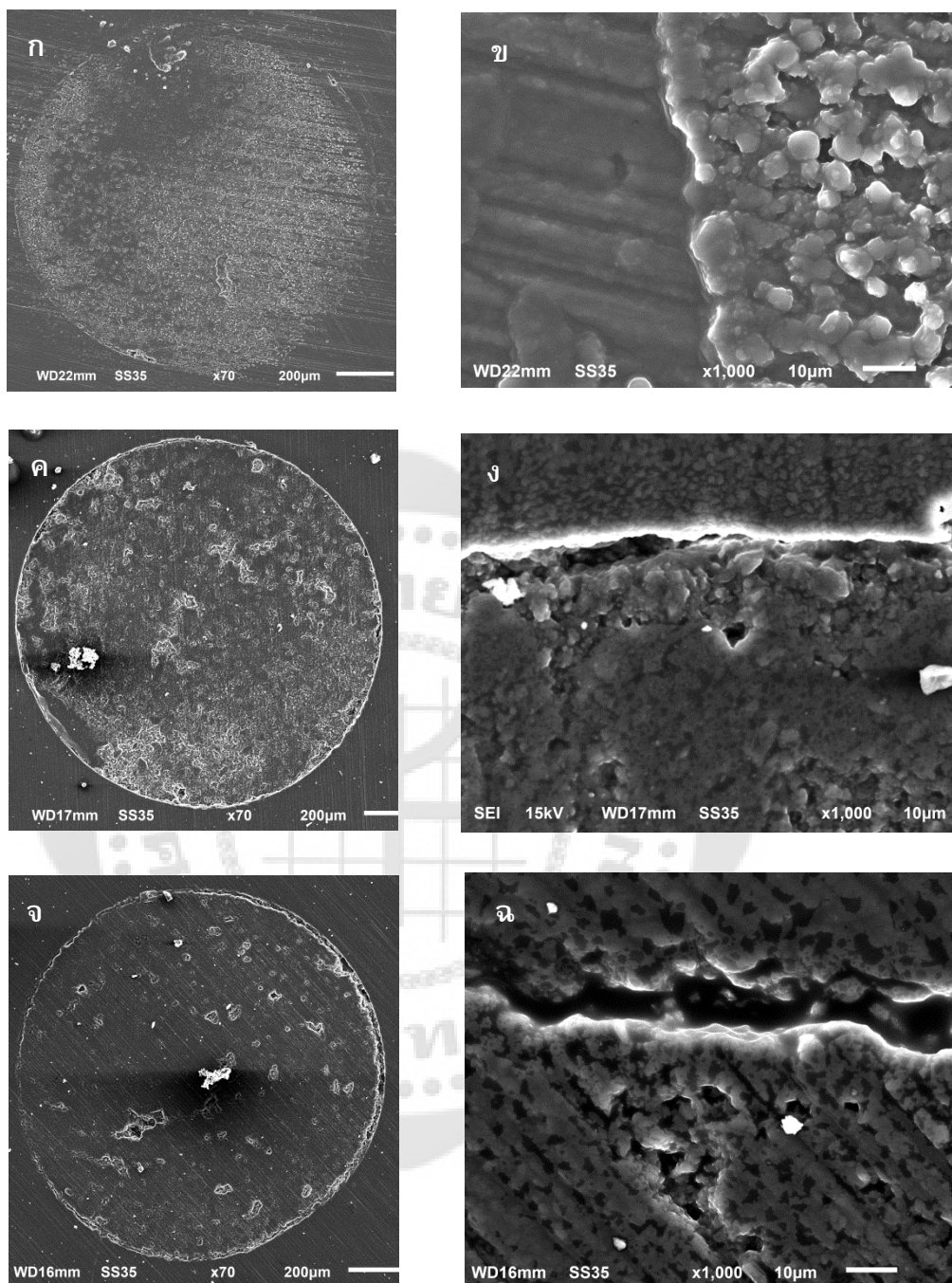
การทดสอบความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันจากแบบจำลองด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

จากการศึกษาแบบจำลองของบริเวณง่ามรากฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดพบว่ากลุ่ม MTA ในบริเวณขอบระหว่างเนื้อฟันและวัสดุมีความแนบสนิทที่ดี สำหรับกลุ่ม 1.7 : 1CsGi และ 1 : 1CsGi ลักษณะพื้นผิวมีรูพรุนโดยทั่วไปตั้งภาพ และมีช่องว่างมากกว่า MTA ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานแสดงในตาราง 5

ตาราง 5 แสดงค่าเฉลี่ยช่องว่างระหว่างเนื้อฟันและวัสดุอุด

กลุ่ม	ค่าเฉลี่ยช่องว่าง (ไมโครเมตร) $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	P-value
MTA	1.654 $\pm$ 1.503	0.001
1.7 : 1CsGi	1.995 $\pm$ 1.633	
1 : 1Cs Gi	4.001 $\pm$ 1.755	

จากการวิเคราะห์ด้วยสถิติ One-way anova พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณ (Post hoc) พบว่ากลุ่ม MTA กับกลุ่ม 1.7 : 1CsGi ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่กลุ่ม MTA และกลุ่ม 1 : 1CsGi มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ



ภาพประกอบ 8 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณง่ามรากฟันที่ได้รับการซ่อมด้วยวัสดุชนิดต่างๆ ภาพ ก) คือตัวอย่างกลุ่ม MTA ที่กำลังขยาย 70 เท่า, ภาพ ข) คือกลุ่ม MTA ที่กำลังขยาย 1000 เท่า, ภาพ ค) คือตัวอย่างกลุ่ม 1.7 : 1CsGi ที่กำลังขยาย 70 เท่า, ภาพ ง) คือกลุ่ม 1.7 : 1CsGi ที่กำลังขยาย 1000 เท่า, ภาพ จ) คือตัวอย่างกลุ่ม 1 : 1CsGi ที่กำลังขยาย 70 เท่า, ภาพ ฉ) คือกลุ่ม 1 : 1CsGi ที่กำลังขยาย 1000 เท่า

บทที่ 5

อภิปรายการวิจัย สรุปผลการศึกษา และข้อเสนอแนะ

อภิปรายการวิจัย

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทกับเนื้อฟันซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญของวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณรากฟันเพื่อป้องกันการติดเชื้อที่จะนำไปสู่ความล้มเหลวในการรักษาได้^(33, 34) ปัจจุบันเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่ถูกนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะลุ แต่มีข้อด้อยคือมีระยะแข็งตัวนาน⁽⁹⁾ มีราคาแพง และใช้งานยาก⁽¹⁰⁾ จึงทำให้มีความพยายามในการพัฒนาวัสดุต่างๆ ขึ้นมาทดแทน

โมโนแคลเซียมซิลิเกตเป็นวัสดุชีวกัมมันต์และความเข้ากันได้ทางชีวภาพ จากการศึกษาของ Siriphannon และคณะในปี 1999⁽¹⁷⁾ พบว่าเมื่อแซโมโนแคลเซียมซิลิเกตในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายแล้วจะสามารถสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้รวดเร็วกว่าแก้วที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility glass) และกลาสเซรามิก (glass-ceramic) ชนิดอื่นเนื่องจากการละลายตัวที่เร็ว⁽¹⁶⁾ จากการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะในปี 2013⁽²¹⁾ พบว่าการนำโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 50 : 50 โดยน้ำหนักโดยใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 2.73 : 1 ในการผสม จะพบผลึกคล้ายอะพาไทต์เมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายเวลา 7 วัน อีกทั้งมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดี นอกจากนั้นแล้วโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 50 : 50 โดยน้ำหนักยังมีระยะเวลาในการแข็งตัวที่สั้นกว่าเอ็มทีเอ⁽²⁵⁾ ซึ่งวัสดุที่มีระยะเวลาการก่อตัวสั้นนั้นหากนำมาใช้ในทางคลินิกอาจทำให้สามารถทำการรักษาภายในครั้งเดียวได้ ดังนั้นจึงมีความเป็นไปได้ที่จะนำวัสดุดังกล่าวมาใช้ในการซ่อมรอยทะลุในบริเวณรากฟัน

แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014⁽²⁶⁾ พบว่าโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 50 : 50 โดยน้ำหนักโดยใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำ 3:1 มีการรั่วซึมของแบคทีเรียเร็วกว่าเอ็มทีเอและความแนบสนิทกับเนื้อฟันน้อยกว่าเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงได้ปรับปรุงอัตราส่วนของผงต่อน้ำเพื่อให้ใช้งานง่ายขึ้นและความแนบสนิทที่ดี โดยผู้ทดลองได้ลองผสมอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 2.73 : 1 และ 3 : 1 ตามการศึกษาก่อนหน้าแล้วพบว่าวัสดุร่วนเกินไป ใช้งานยาก สอดคล้องกับที่กล่าวไว้ในการศึกษาก่อนหน้า อีกทั้งอาจเป็นผลมาจากวัสดุถูกเตรียมต่างรอบกัน รวมถึงมีการเปลี่ยนแปลงขนาดของอนุภาคส่วนผง โดยจากการศึกษานี้ใช้ตะแกรงร่อนขนาด 45 ไมโครเมตร แต่จากการศึกษาก่อนหน้าใช้ตะแกรงร่อนขนาด 63 ไมโครเมตร ซึ่งการลดขนาดของอนุภาคส่วนผงลงมีผลให้พื้นที่ผิวในส่วนผงเพิ่มขึ้น ดังนั้นในการศึกษานี้จึงทดลองผสมในอัตราส่วนใหม่และพบว่าที่อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 หลังผสมจะมีลักษณะคล้ายเอ็มทีเอที่ผสมเสร็จแล้วและที่อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1 : 1 วัสดุจะสามารถปั้นขึ้นรูปได้

ในการประเมินความสามารถในการปิดผนึกสามารถทำได้หลายวิธี แต่ละวิธีนั้นมีข้อดีและข้อด้อยที่แตกต่างกัน ในการศึกษาเลือกใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนและดูความแนบสนิทจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ในการศึกษาความสามารถในการปิดผนึกแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนมีข้อดีคือสามารถทำซ้ำได้, มีความไวในการทดสอบ, ให้ผลในเชิงปริมาณ และสามารถจำลองลักษณะทางคลินิกได้ เนื่องจากโมเลกุลของโพลีเมอร์อัลบูมินมีขนาด 66 kDa ซึ่งมีขนาดเล็กและใกล้เคียงกับขนาดของไลโปโพลีแซคคาไรด์ (lipopolysaccharide) ของเชื้อแบคทีเรีย^(38, 71) ถึงแม้ว่าการรั่วซึมของแบคทีเรียจะสามารถจำลองสถานการณ์ทางคลินิกได้ดี⁽³⁹⁾ แต่อย่างไรก็ตามข้อมูลที่ได้จากแบบจำลองการรั่วซึมของแบคทีเรียนั้นเป็นข้อมูลเชิงคุณภาพและแบคทีเรียในช่องปากมีหลายชนิดกันทำให้ได้ผลการศึกษาที่แตกต่างกัน^(75, 85) อีกทั้งการตรวจวัดการรั่วซึมของแบคทีเรียไม่สามารถตรวจพบได้ทันทีที่มีการรั่วซึมเนื่องจากแบคทีเรียต้องอาศัยระยะเวลาในการเจริญเติบโต 24-48 ชั่วโมง⁽⁷¹⁾

จากการศึกษาก่อนหน้าพบว่าเอมทิเอมมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีกว่าอะมัลกัม^(2, 36), ไออาร์เอ็ม⁽²⁾, กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์⁽³⁷⁾ จากการศึกษาของ Shahi และคณะในปี 2009⁽³⁸⁾ ศึกษาโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมโปรตีน โดยค่าโปรตีนที่วัดได้ใน 24 ชั่วโมงทำซ้ำเป็นเวลา 60 วัน พบว่าเอมทิเอมมีค่าเฉลี่ยของค่าโปรตีนที่วัดได้เท่ากับ 0.3874 มิลลิกรัมต่อมิลลิตรหรือร้อยละ 0.03874 ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าการรั่วซึมในกลุ่มเอมทิเอมที่เอทีเวลา 24 ชั่วโมงจะมีค่าเฉลี่ยของค่าโปรตีนที่วัดได้เท่ากับร้อยละ 0.02126 ซึ่งผลการศึกษามีค่าแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยอาจเป็นผลมาจากวิธีการวัดผลและระยะเวลาในการศึกษาที่แตกต่างกัน โดยในการศึกษานี้วัดผลเป็นปริมาณโปรตีนสะสมในแต่ละช่วงเวลา แตกต่างจากการศึกษาก่อนหน้าที่วัดปริมาณโปรตีนทุกวันแล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย อีกทั้งยังศึกษาในระยะเวลาที่นานกว่าอาจทำให้มีการละลายตัวของเอมทิเอเป็นผลให้มีการรั่วซึมเพิ่มขึ้นได้ นอกจากนั้นอาจเป็นผลมาจากความหนาของเนื้อฟันบริเวณง่ามรากฟันที่แตกต่างกัน อีกทั้งในการศึกษานี้ในการอุดไม่ได้ใช้เครื่องมือพิเศษในการซ่อนรอยทะลุ เช่น Massing gun หรือ MTA carrier จึงอาจส่งผลให้วัสดุมีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทแตกต่างจากการศึกษาอื่นได้

ในกลุ่มโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่ผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ จากการศึกษาพบว่ากลุ่มที่ใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 นั้น มีความสามารถในการปิดผนึกไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับเอมทิเอในการวัดที่ 24 ชั่วโมงแรก ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาก่อนหน้าของ Hovichitr และคณะในปี 2014⁽²⁶⁾ ที่เป็นการศึกษาในแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนพบว่าในกลุ่มของโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วน 50 : 50 โดยน้ำหนักนั้นมีความสามารถในการปิดผนึกน้อยกว่าเอมทิเอ ความแตกต่างอาจเป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อน้ำที่ใช้ในการผสม ทำให้วัสดุมีความชื้นหนืดน้อยลง มีการไหลแผ่ที่ดี สามารถกดอัดเข้าไปในบริเวณรอยทะลุง่ายขึ้น ดังนั้นจึงพบว่าในกลุ่มที่ใช้อัตราส่วนของผงต่อน้ำ 1.7 : 1 นั้นมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี แต่กลุ่มที่ใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1 : 1 นั้นมีความสามารถในการปิด

ผิวน้อยกว่ากลุ่มอื่น อาจเนื่องมาจากการที่มีส่วนผดผื่นอาจส่งผลต่อการยึดติดของวัสดุและการที่เนื้อวัสดุหลังผสมเสร็จมีลักษณะเหนียวติดเครื่องมือทำให้กดอัดได้ไม่แน่น อีกทั้งในส่วนหน้าของกลาสไอโอโนเมอร์ประกอบด้วยกรดพอลิคาร์บอกซิลิกและกรดพอลิอะคริลิก กรดพอลิคาร์บอกซิลิกและกรดพอลิอะคริลิกมีผลขัดขวางการสร้างอะพาไทต์ของวัสดุ⁽⁸⁶⁻⁸⁸⁾ ดังนั้นจึงอาจส่งผลให้มีการสร้างอะพาไทต์ลดลงและส่งผลต่อความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุ เนื่องจากการสร้างอะพาไทต์ในบริเวณช่องว่างต่างๆของวัสดุซึ่งกัมมันต์นั้นมีส่วนส่งเสริมให้วัสดุมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีขึ้น⁽²⁹⁾ นอกจากนั้นแล้วการที่วัสดุมีความเหลวมากกว่ากลุ่มอื่นดังนั้นก็เมื่อสัมผัสกับความชื้นของโพลีเมอร์ที่อุดฟันอาจเกิดการละลายทำให้เกิดช่องว่างได้ โพลีเมอร์ที่อุดฟันที่ถูกทำให้ชื้นด้วยสารละลายจำลองสภาวะร่างกายนั้นถูกทำให้ขึ้นเพื่อจำลองลักษณะของเนื้อเยื่อปริทันต์ในร่างกายมนุษย์ ดังนั้นในการศึกษาต่อไปจึงควรมีศึกษาถึงอัตราการละลายของวัสดุและรูปทรงในเนื้อวัสดุรวมไปถึงความสามารถในการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ของวัสดุเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนของผงต่อน้ำในการผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เพื่อยืนยันผลการศึกษา

จากผลการศึกษาพบว่าระยะเวลาที่มีความสัมพันธ์กับปริมาณโปรตีนสะสม ในการศึกษานี้สามารถชี้ให้เห็นถึงผลของเวลาต่อความสามารถในการวัดปริมาณโปรตีนจากปฏิกิริยาของโบวไนซ์รีมแอลบูมินกับ Reagent Coomassie Brilliant Blue G ได้ แตกต่างจากการศึกษาก่อนหน้า^(38, 71, 80) ซึ่งศึกษาโดยวัดปริมาณโปรตีนและเปลี่ยนสารละลายที่ห้องล่างของแบบจำลองทุกวันเป็นเวลา 60 วันและรายงานผลเป็นค่าเฉลี่ย ทำให้ไม่สามารถมองเห็นความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับปริมาณโปรตีน ผลการศึกษาพบว่าเมื่อเวลาผ่านไปจะพบว่ามีปริมาณโปรตีนเพิ่มขึ้นยกเว้นในวันที่ 14 และ 28 ที่พบว่ามีปริมาณโปรตีนลดลง ซึ่งอาจเป็นผลมาจากความสามารถในการตกผลึกแร่ธาตุอะพาไทต์ของวัสดุ เป็นผลให้วัสดุมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป^(29, 89) ดังนั้นจึงอาจทำให้ค่าโปรตีนที่วัดได้ลดลง อีกทั้งความไม่คงตัวของโบวไนซ์รีมแอลบูมิน โบวไนซ์รีมแอลบูมินเป็นสารต้านอนุมูลอิสระที่อยู่ในระบบไหลเวียนโลหิต⁽⁹⁰⁾ มีค่าครึ่งชีวิตประมาณ 14.8 วัน⁽⁹¹⁾ และสามารถเกิดปฏิกิริยากับสารอนุมูลอิสระในภาวะที่มีออกซิเจน ทำให้เกิดการสลายตัวหรือการเสียสภาพของโปรตีน⁽⁹²⁾ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของโปรตีนดังกล่าวอาจส่งผลต่อปริมาณโปรตีนที่วัดได้ในช่วงเวลา 14-28 วัน นอกจากนั้นแล้วปัจจัยที่อาจมีผลต่อปริมาณโปรตีนที่วัดได้คือ ความเข้มข้นที่เปลี่ยนแปลงไป หลักการของแบบจำลองนี้มาจากการแพร่ของสารโปรตีนจากห้องบนไปสู่ห้องล่าง ซึ่งความเข้มข้นของสารละลายมีผลต่ออัตราการแพร่ ในห้องบนจะมีการควบคุมความเข้มข้นของสารด้วยการเปลี่ยนสารละลายใหม่ทุกวัน แต่ในห้องล่างนั้นเป็นการวัดปริมาณความเข้มข้นสะสม เมื่อเวลาผ่านไปในห้องล่างของแต่ละแบบจำลองจะมีปริมาณความเข้มข้นสะสมที่ต่างกันไปซึ่งอาจส่งผลต่อค่าโปรตีนที่วัดได้ และการแช่วัสดุในของเหลวเป็นเวลา 28 วันอาจทำให้เกิดการละลายตัวของวัสดุซึ่งส่งผลต่อการรั่วซึมได้เช่นกัน แต่อย่างไรก็ตามสถานการณ์ในคลินิกพื้นที่ได้รับการซ่อมรอยทะลุนี้วัสดุจะสัมผัสความชื้นทั้งสองด้านตลอดการศึกษา ดังนั้นแบบจำลองนี้ควรใช้ศึกษาการรั่วซึมของโปรตีนในระยะสั้น

สำหรับการศึกษาความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อพื้นทำโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด จากการศึกษาของ Torabinejad และคณะ⁽⁴¹⁾ พบว่าการส่องชิ้นงานโดยตรงจะทำให้พบขนาดช่องว่างมากกว่าการส่องชิ้นงานที่มาจากแบบจำลองหน้าตัดชิ้นงานด้วยเรซิน ซึ่งภาพที่เกิดจากการเตรียมชิ้นงาน (artifact) และการเปลี่ยนแปลงขนาดของช่องว่างที่เกิดในระหว่างกระบวนการเตรียมชิ้นงานซึ่งจะนำไปสู่การอ่านผลการศึกษาที่ผิดไป^(41, 42, 93) ดังนั้นในการศึกษานี้จึงใช้วิธีพิมพ์หน้าตัดชิ้นงานด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไซลิกเอทิลเอทิลและทำแบบจำลองขึ้นด้วยเรซินเพื่อหลีกเลี่ยงข้อจำกัดดังกล่าว

เอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีความแนบสนิทที่ดี^(41, 42) ในการศึกษาพบว่าเอ็มทีเอมีช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันน้อยที่สุด เนื่องจากเมื่อเอ็มทีเอผสมกับน้ำจะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน ทำให้เกิดการขยายตัวของวัสดุในระหว่างการแข็งตัว^(26, 94) จากการศึกษาของ Storm และคณะ⁽⁹⁴⁾ พบว่าไวท์เอ็มทีเอขยายตัว 0.08% เมื่อแช่ในน้ำและ 0.11% เมื่อแช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ (Hank's balanced salt solution) สำหรับการศึกษาพบว่ากลุ่มเอ็มทีเอมีขนาดของช่องว่างเฉลี่ยเท่ากับ 1.654 ไมโครเมตร ขนาดช่องว่างที่วัดได้แตกต่างจากการศึกษาของ Torabinejad และคณะในปี 1995⁽⁴¹⁾ ที่ไม่พบช่องว่างระหว่างเอ็มทีเอและเนื้อฟันเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายราก อาจเนื่องมาจากการเตรียมชิ้นงานที่แตกต่างกัน อีกทั้งในการศึกษาก่อนหน้าใช้กำลังขยายที่ต่ำกว่าในการวัดชิ้นงาน ดังนั้นอาจทำให้การมองเห็นช่องว่างต่างกัน สำหรับการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014⁽²⁶⁾ พบว่าเมื่อเอ็มทีเอก่อตัวสมบูรณ์จะมีช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันเฉลี่ย 1.345 ไมโครเมตร และหากแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกายเป็นเวลา 14 วันจะพบว่ามีช่องว่างลดลงเหลือ 0.660 ไมโครเมตร ซึ่งขนาดของช่องว่างที่วัดได้ในการศึกษานี้มีค่ามากกว่าขนาดของช่องว่างที่วัดได้เป็นเวลา 14 วัน แต่มีความใกล้เคียงกับขนาดของช่องว่างที่วัดได้เมื่อวัสดุก่ตัวสมบูรณ์ เนื่องจากในการศึกษานี้วัดช่องว่างที่บริเวณหน้าตัดซึ่งไม่ได้สัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย แตกต่างกับการศึกษาก่อนหน้าที่ทำการวัดบริเวณปลายรากฟันซึ่งสัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย การที่เอ็มทีเอสัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกายสามารถเหนี่ยวนำให้มีการสร้างอะพาไทต์ในบริเวณที่มีช่องว่างหรือรูพรุนต่างๆ ทำให้ขนาดช่องว่างเล็กลงได้^(8, 28)

จากผลการศึกษาความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันพบว่าในกลุ่ม 1:1CsGi มีค่าเฉลี่ยช่องว่างมากที่สุด สำหรับกลุ่ม 1.7 : 1CsGi และกลุ่มเอ็มทีเอไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองจากแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน ในการศึกษาที่ศึกษาเฉพาะหน้าตัดขวางเพียงอย่างเดียว เนื่องจากการตัดชิ้นงานในแนวยาวจะมีผลทำให้วัดขนาดช่องว่างได้กว้างขึ้นเนื่องจากกระบวนการตัดชิ้นงาน⁽⁴¹⁾ ซึ่งข้อจำกัดของการใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดในการศึกษาความแนบสนิทของวัสดุกับเนื้อฟันคือสามารถแสดงลักษณะพื้นผิวของวัสดุและความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันในบริเวณหน้าชิ้นงานได้แต่ไม่สามารถบอกได้ถึงความแนบสนิทของชิ้นงานในทุกด้านได้^(41, 95)

สรุปผลการศึกษา

จากผลการศึกษาพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตเมื่อผสมในอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 พบว่ามีความสามารถในการบดผงและความแนบสนิทได้ใกล้เคียงกับเอ็มทีเอ ดังนั้นวัสดุชนิดนี้อาจจะนำไปพัฒนาเพื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุได้

ข้อเสนอแนะ

จากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าการใช้โมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7 : 1 มีคุณสมบัติในด้านความสามารถในการบดผงและความแนบสนิทที่ดี แต่อย่างไรก็ตามการปรับอัตราส่วนอาจส่งผลต่อคุณสมบัติในด้านอื่นๆ ของวัสดุ ในการลดอัตราส่วนของผงและเพิ่มส่วนน้ำอาจส่งผลให้เกิดการสร้างอะพาไทต์น้อยลง อีกทั้งอาจมีผลต่อความแข็งแรงและอาจส่งผลต่อคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพอีกด้วย ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาต่อไปในอนาคต



บรรณานุกรม



บรรณานุกรม

1. Tsesis I, Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endodontic Topics*. 2006; 13(1): 95-107.
2. Lee S-J, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*. 1993; 19(11): 541-4.
3. Pitt Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong C-U, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1995; 79(6): 756-63.
4. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials*. 2005; 21(4): 297-303.
5. Rao A, Rao A, Shenoy R. Mineral Trioxide Aggregate-A Review. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2009; 34(1): 1-8.
6. Song JS, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2006; 102(6): 809-15.
7. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*. 2007; 40(6): 462-70.
8. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(2): 97-100.
9. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*. 1995; 21(7): 349-53.
10. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(3): 400-13.
11. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(3): 193-7.
12. Liu X, Morra M, Carpi A, Li B. Bioactive calcium silicate ceramics and coatings. *Biomedicine; & Pharmacotherapy*. 2008; 62(8): 526-9.
13. Liu X, Ding C, Wang Z. Apatite formed on the surface of plasma-sprayed wollastonite coating immersed in simulated body fluid. *Biomaterials*. 2001; 22(14): 2007-12.

14. Liu X, Ding C, Chu PK. Mechanism of apatite formation on wollastonite coatings in simulated body fluids. *Biomaterials*. 2004; 25(10): 1755-61.
15. Liu X, Ding C. Reactivity of plasma-sprayed wollastonite coating in simulated body fluid. *Journal of biomedical materials research*. 2002; 59(2): 259-64.
16. Ni S, Chang J. In vitro degradation, bioactivity, and cytocompatibility of calcium silicate, dimagnesium silicate, and tricalcium phosphate bioceramics. *Journal of biomaterials applications*. 2009; 24(2): 139-58.
17. Siriphannon P, Hayashi S, Yasumori A, Okada K. 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*. 1999; 14(02): 529-36.
18. De Aza PN, Luklinska ZB, Anseau MR, Guitian F, De Aza S. Bioactivity of pseudowollastonite in human saliva. *Journal of Dentistry*. 1999; 27(2): 107-13.
19. Shirazi FS, Moghaddam E, Mehrali M, Oshkour AA, Metselaar HSC, Kadri NA, et al. In vitro characterization and mechanical properties of β -calcium silicate/POC composite as a bone fixation device. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2014.
20. Wei J, Chen F, Shin J-W, Hong H, Dai C, Su J, et al. Preparation and characterization of bioactive mesoporous wollastonite – Polycaprolactone composite scaffold. *Biomaterials*. 2009; 30(6): 1080-8.
21. Sangsawatpong W. Bioactivity and biocompatibility of glass ionomer cement added with monocalcium silicate at various ratios. Bangkok: Srinakharinwirot University; 2013.
22. Lohbauer U. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?— Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*. 2009; 3(1): 76-96.
23. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations.
24. Peez R, Frank S. The physical–mechanical performance of the new Ketac™ Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *Journal of Dentistry*. 2006; 34(8): 582-7.
25. Pothiraksanont S. A comparative study of physical properties of GIC containing B-monocalcium silicate to mineral trioxide aggregate (MTA). Bangkok: Srinakharinwirot University; 2013.
26. Hovichitr P. Sealing ability and bacterial leakage of glass ionomer cement containing monocalcium silicate. Bangkok: Srinakharinwirot University; 2014.

27. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(2): 101-3.
28. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization Ability and Interaction of Mineral Trioxide Aggregate and White Portland Cement With Dentin in a Phosphate-containing Fluid. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(5): 731-6.
29. Parirokh M, Askarifard S, Mansouri S, Haghdoust AA, Raoof M, Torabinejad M. Effect of phosphate buffer saline on coronal leakage of mineral trioxide aggregate. *Journal of oral science*. 2009; 51(2): 187-91.
30. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Australian Endodontic Journal*. 2009; 35(3): 147-52.
31. Martin RL, Monticelli F, Brackett WW, Loushine RJ, Rockman RA, Ferrari M, et al. Sealing Properties of Mineral Trioxide Aggregate Orthograde Apical Plugs and Root Fillings in an In Vitro Apexification Model. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(3): 272-5.
32. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(12): 814-7.
33. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(2): 190-202.
34. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dental Traumatology*. 1996; 12(6): 255-64.
35. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(1): 16-27.
36. Nakata TT, Bae KS, Baumgartner JC. Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(3): 184-6.
37. Kaya S, Ayaz SG, Dogan MS, Aydin H. Comparing MTA and Ketac Molar Easymix for Furcation Perforation Repair using a Volumetric Method. *International Dental Research*. 2011; 1(1).
38. Shahi S, Rahimi S, Hasan M, Shiezhadeh V, Abdolrahimi M. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement for furcal perforation repair: a protein leakage study. *Journal of oral science*. 2009; 51(4): 601-6.

39. Ferris DM, Baumgartner JC. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(6): 422-4.
40. Hamad HA, Tordik PA, McClanahan SB. Furcation perforation repair comparing gray and white MTA: a dye extraction study. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(4): 337-40.
41. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *Journal of Endodontics*. 1995; 21(6): 295-9.
42. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *International Endodontic Journal*. 2004; 37(5): 325-36.
43. Shahi S, Yavari HR, Eskandarinezhad M, Kashani A, Rahimi S, Sadrhaghighi H. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) and Portland cement as root-end filling materials: A scanning electron microscopy (SEM) study. *African Journal of Biotechnology*. 2011; 10(71): 16084-8.
44. VanderWeele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of Blood Contamination on Retention Characteristics of MTA When Mixed With Different Liquids. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(5): 421-4.
45. Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, et al. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(5): 697-700.
46. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of Humidity and Setting Time on the Push-Out Strength of Mineral Trioxide Aggregate Obturations. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(9): 894-6.
47. Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(11): 768-71.
48. Ertas H, Kucukyilmaz E, Ok E, Uysal B. Push-out bond strength of different mineral trioxide aggregates. *European journal of dentistry*. 2014; 8(3): 348-52.
49. Hench LL. Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*. 1991; 74(7): 1487-510.
50. Cao W, Hench LL. Bioactive materials. *Ceramics International*. 1996;22(6):493-507.
51. Farooq I, Imran Z, Farooq U, Leghari A, Ali H. Bioactive Glass: A Material for the Future. *World*. 2012; 3(2): 199-201.

52. Jayaswal GP, Dange SP, Khalikar AN. Bioceramic in dental implants:
A review 2010. 8-12 p.
53. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer
to bioactive glass-ionomer. Dental research journal. 2013; 10(4): 411-20.
54. Maxim LD, McConnell EE. A review of the toxicology and epidemiology of wollastonite.
Inhalation toxicology. 2005; 17(9): 451-66.
55. Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. Formation of
hydroxyapatite on CaSiO₃ powders in simulated body fluid. Journal of the
European Ceramic Society. 2002; 22(4): 511-20.
56. Lin K, Zhai W, Ni S, Chang J, Zeng Y, Qian W. Study of the mechanical property and in
vitro biocompatibility of CaSiO₃ ceramics. Ceramics International.
2005; 31(2): 323-6.
57. Pattanayak DK. Apatite wollastonite–poly methyl methacrylate bio-composites. Materials
Science and Engineering: C. 2009; 29(5): 1709-14.
58. Monvisade P, Siriphannon P, Jermungnorn R, Rattanabodee S. Preparation of
hydroxyapatite/ poly(methyl methacrylate) and calcium silicate/ poly(methyl
methacrylate) interpenetrating hybrid composites. Journal of Materials Science:
Material in Medicine. 2007; 18(10): 1955-9.
59. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the
literature. Pediatric dentistry. 2002; 24(5): 423-9.
60. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. Australian Dental
Journal. 2004; 49(3): 112-21.
61. Sasanaluckit P, Albustany KR, Doherty PJ, Williams DF. Biocompatibility of glass
ionomer cements. Biomaterials. 1993; 14(12): 906-16.
62. de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT. In vitro cytotoxicity of five
glass-ionomer cements. Biomaterials. 2003; 24(21): 3853-8.
63. Oliva A, Della Ragione F, Salerno A, Riccio V, Tartaro G, Cozzolino A, et al.
Biocompatibility studies on glass ionomer cements by primary cultures of human
osteoblasts. Biomaterials. 1996; 17(13): 1351-6.
64. Vajrabhaya LO, Korsuwannawong S, Jantararat J, Korre S. Biocompatibility of furcal
perforation repair material using cell culture technique: Ketac Molar versus
ProRoot MTA. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and
endodontics. 2006; 102(6): 48-50.

65. Choi JY, Lee HH, Kim HW. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *Journal of Materials Science: Material in Medicine*. 2008; 19(10): 3287-94.
66. Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials*. 2005; 21(3): 201-9.
67. Malarvizhi D, Kavitha M, Loganathan SC, Karthick A. Evaluation of Microleakage of Bioactive Glass, Bioactive Glass-Hydroxyapatite and Mineral Trioxide Aggregate-An in Vitro Study. *World Journal of Medical Sciences*. 2014; 10(2): 208.
68. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *International Endodontic Journal*. 1993; 26(1): 37-43.
69. Camps J, Pashley D. Reliability of the Dye Penetration Studies. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(9): 592-4.
70. De-Deus G, Petruccelli V, Gurgel-Filho E, Coutinho-Filho T. MTA versus Portland cement as repair material for furcal perforations: a laboratory study using a polymicrobial leakage model. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(4): 293-8.
71. Valois CR, Costa ED, Jr. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2004; 97(1): 108-11.
72. Wu MK, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Decoloration of 1% methylene blue solution in contact with dental filling materials. *Journal of Dentistry*. 1998; 26(7): 585-9.
73. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: A new in vitro method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986; 56(4): 435-40.
74. Weldon JK, Jr., Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and super-EBA when used as furcation repair materials: a longitudinal study. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(6): 467-70.
75. Xu Q, Fan M-w, Fan B, Cheung GSP, Hu H-l. A new quantitative method using glucose for analysis of endodontic leakage. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005; 99(1): 107-11.
76. Souza EM, Wu M-K, Shemesh H, Bonetti-Filho I, Wesselink PR. Comparability of results from two leakage models. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008; 106(2): 309-13.

77. Shemesh H, Wu MK, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings with and without smear layer using two different leakage models: a two-month longitudinal ex vivo study. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(12): 968-76.
78. Shemesh H, Souza EM, Wu MK, Wesselink PR. Glucose reactivity with filling materials as a limitation for using the glucose leakage model. *International Endodontic Journal*. 2008; 41(10): 869-72.
79. Bradford MM. A rapid and sensitive method for the quantitation of microgram quantities of protein utilizing the principle of protein-dye binding. *Analytical Biochemistry*. 1976; 72(1-2): 248-54.
80. Malcic A, Jukic S, Brzovic V, Miletic I, Anic I. Leakage of bovine serum albumin in root canals obturated with super-EBA and IRM. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(4): 368-71.
81. Lodiene G, Kleivmyr M, Bruzell E, Orstavik D. Sealing ability of mineral trioxide aggregate, glass ionomer cement and composite resin when repairing large furcal perforations. *British dental journal*. 2011; 210(5): 7.
82. Bae KS, Baumgartner JC, Nakata TT. Development of an anaerobic bacterial leakage model. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(4): 233-5.
83. Zou L, Liu J, Yin S, Li W, Xie J. In vitro evaluation of the sealing ability of MTA used for the repair of furcation perforations with and without the use of an internal matrix. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2008; 105(6): 61-5.
84. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. *Journal of biomedical materials research*. 1990 Jun; 24(6): 721-34. PubMed PMID: 2361964. Epub 1990/06/01. eng.
85. Verissimo DM, do Vale MS. Methodologies for assessment of apical and coronal leakage of endodontic filling materials: a critical review. *Journal of oral science*. 2006 Sep; 48(3): 93-8. PubMed PMID: 17023739. Epub 2006/10/07. eng.
86. Matsuya S, Matsuya Y, Ohta M. Structure of bioactive glass and its application to glass ionomer cement. *Dental materials journal*. 1999 Jun; 18(2): 155-66. PubMed PMID: 10786128. Epub 2000/04/29. eng.
87. Tsortos A, Nancollas GH. The Role of Polycarboxylic Acids in Calcium Phosphate Mineralization. *Journal of Colloid and Interface Science*. 2002 6/1; 250(1): 159-67.

88. Kamitakahara M, Kawashita M, Kokubo T, Nakamura T. 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*. 2001 12//; 22(23): 3191-6.
89. Han L, Okiji T, Okawa S. Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids. *Dental materials journal*. 2010; 29(5): 512-7.
90. Guedes S, Vitorino R, Domingues R, Amado F, Domingues P. Oxidation of bovine serum albumin: identification of oxidation products and structural modifications. *Rapid communications in mass spectrometry : RCM*. 2009 Aug; 23(15): 2307-15. PubMed PMID: 19575405. Epub 2009/07/04. eng.
91. Quinlan GJ, Martin GS, Evans TW. Albumin: biochemical properties and therapeutic potential. *Hepatology*. 2005; 41(6): 1211-9.
92. Davies K, Lin S, Pacifici R. Protein damage and degradation by oxygen radicals. IV. Degradation of denatured protein. *Journal of Biological Chemistry*. 1987; 262(20): 9914-20.
93. Costa AT, Konrath F, Dedavid B, Weber JB, de Oliveira MG. Marginal adaptation of root-end filling materials: an in vitro study with teeth and replicas. *The journal of contemporary dental practice*. 2009; 10(2): 75-82. PubMed PMID: 19279975. Epub 2009/03/13. eng.
94. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod*. 2008 Jan; 34(1): 80-2. PubMed PMID: 18155499. Epub 2007/12/25. eng.
95. Orosco FA, Bramante CM, Garcia RB, Bernardineli N, Moraes IGd. Sealing ability, marginal adaptation and their correlation using three root-end filling materials as apical plugs. *Journal of Applied Oral Science*. 2010; 18(2): 127-34.



ภาคผนวก

ตาราง ก 1 แสดงความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟัน (มิลลิเมตร)

กลุ่ม	MTA	1.7 : 1CsGi	1 : 1CsGi
1	2.0	2.0	2.0
2	2.2	2.3	2.2
3	2.3	2.6	2.5
4	2.3	2.5	2.4
5	2.6	2.7	2.7
6	2.5	2.6	3.0
7	2.5	2.7	2.7
8	3.0	2.2	2.2
9	2.8	2.2	2.9
10	2.2	2.4	3.0
11	2.9	2.9	2.6
12	3.0	2.6	2.0
13	2.0	3.0	2.0
14	2.4	2.5	2.5
15	2.5	2.0	2.6

ตาราง ก 2 แสดงข้อมูลเชิงพรรณนา

Descriptives

thickness

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
MTA	15	2.480	.3299	.0852	2.297	2.663	2.0	3.0
1.7cs:1Gi	15	2.480	.2981	.0770	2.315	2.645	2.0	3.0
1cs:1Gi	15	2.487	.3482	.0899	2.294	2.679	2.0	3.0
Total	45	2.482	.3186	.0475	2.387	2.578	2.0	3.0

ตาราง ก 3 แสดงการทดสอบการกระจายตัว

Tests of Normality

group	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
MTA	.142	15	.200 [*]	.938	15	.356
thickness 1.7cs:1Gi	.127	15	.200 [*]	.962	15	.724
1cs:1Gi	.128	15	.200 [*]	.926	15	.237

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

ตาราง ก 4 ผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟัน

ANOVA

thickness

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	.000	2	.000	.002	.998
Within Groups	4.465	42	.106		
Total	4.466	44			

ตาราง ข 1 แสดงปริมาณโปรตีนที่วัดได้ในห้องล่างของกลุ่ม MTA (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร)

กลุ่ม	MTA			
	24 ชั่วโมง	7 วัน	14 วัน	28 วัน
1	0	0.021667	2.027434	0.237006
2	0	0.133671	2.762996	0.015048
3	0	0.187139	0.020362	0.011286
4	0	0.006028	0.153136	0.00855
5	0	0.142582	0.611939	0.188784
6	0.125159	2.022888	0.35851	0.034316
7	0.023338	0.677266	1.180609	0.053609
8	0.016419	2.79818	1.477307	0.449901
9	0	1.078279	0.260883	0.442206
10	0.128261	0.151067	0.031672	0.027562
11	0	0.010515	0.054069	0.001531
12	0.011586	0.562401	0.061864	0.733732
13	0.005183	0.00328	0.003651	0.040385
14	0.004574	0.028651	0.022397	0.023351
15	0.00437	0.002122	0	0

ตาราง ข 2 แสดงปริมาณโปรตีนที่วัดได้ในห้องล่างของกลุ่ม 1.7:1CsGi (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร)

กลุ่ม	1.7:1CsGi			
	24 ชั่วโมง	7 วัน	14 วัน	28 วัน
1	0	0.040101	0.216342	0.263169
2	0.078896	0.57033	0.161923	0.03078
3	0.035317	0.57033	0.574852	0.095101
4	0.00444	0.289009	0.226886	0.014621
5	0.104093	1.220862	0.279972	0.06746
6	0.013321	1.229773	3.400387	0.077634
7	0.012599	2.156559	2.707366	1.595943
8	0.011688	0.057494	0.004539	0.042491
9	0.007623	0.703531	0.426536	1.400091
10	0.022766	0.161003	0.078736	0.104313
11	0.034149	0.062607	0.006808	0.050434
12	0.028661	0.052671	0.043808	0.129147
13	0.00122	0.074086	0.025851	0.753733
14	0	0.042252	0.003256	0.078091
15	0	0.007717	0.029205	0.005168

ตาราง ข 3 แสดงปริมาณโปรตีนที่วัดได้ในห้องล่างของกลุ่ม 1:1CsGi (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร)

กลุ่ม	1:1CsGi			
	24 ชั่วโมง	7 วัน	14 วัน	28 วัน
1	0.007332	2.101608	0.041208	0.051984
2	0.003718	0.846824	0.846824	0.09995
3	0.036969	0.604053	0.796648	0.435708
4	0.110908	0.490127	0.595577	0.028215
5	0	2.486281	0.735563	0.112946
6	0.483288	0.819849	0.012726	0.08379
7	0.162542	3.894282	0.951905	0.359613
8	1.192159	2.959597	2.601248	0.490175
9	0.095332	0.539056	0.156288	0.53659
10	1.140326	1.986442	1.559723	1.951419
11	0.046446	0.061063	0.002269	0.049955
12	1.995571	1.188855	3.622251	2.266942
13	0.001423	0.005595	0.000592	0
14	0.001525	0.013216	0.011445	0
15	0.011078	0.002605	0	0.021437

ตาราง ข 4 แสดงการทดสอบการกระจายตัว

Tests of Normality

group		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
prot_24hr	MTA	.348	15	.000	.534	15	.000
	1.7cs:1Gi	.233	15	.028	.761	15	.001
	1cs:1Gi	.357	15	.000	.652	15	.000
prot_7d	MTA	.321	15	.000	.679	15	.000
	1.7cs:1Gi	.230	15	.031	.765	15	.001
	1cs:1Gi	.215	15	.061	.879	15	.045
prot_14d	MTA	.277	15	.003	.740	15	.001
	1.7cs:1Gi	.356	15	.000	.562	15	.000
	1cs:1Gi	.242	15	.018	.763	15	.001
prot_28d	MTA	.336	15	.000	.714	15	.000
	1.7cs:1Gi	.373	15	.000	.615	15	.000
	1cs:1Gi	.308	15	.000	.633	15	.000

a. Lilliefors Significance Correction

ตาราง ข 5 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างช่วงเวลา (กลุ่ม MTA)

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
prot_24hr	15	.0212594	.04338509	.00000	.12826
prot_7d	15	.5217158	.83982301	.00212	2.79818
prot_14d	15	.6017886	.86568963	.00000	2.76300
prot_28d	15	.1511511	.22246151	.00000	.73373

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
prot_24hr	1.53
prot_7d	3.07
prot_14d	2.97
prot_28d	2.43

Test Statistics^a

N	15
Chi-Square	13.389
df	3
Asymp. Sig.	.004

a. Friedman Test

ตาราง ข 6 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างช่วงเวลา (กลุ่ม 1.7:1CsGi)

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
prot_24hr	15	.0236514	.03044228	.00000	.10409
prot_7d	15	.4825550	.62304543	.00772	2.15656
prot_14d	15	.5457644	1.04024614	.00326	3.40039
prot_28d	15	.3138783	.51586847	.00517	1.59594

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
prot_24hr	1.27
prot_7d	3.33
prot_14d	2.67
prot_28d	2.73

Test Statistics^a

N	15
Chi-Square	20.680
df	3
Asymp. Sig.	.000

a. Friedman Test

ตาราง ข 7 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างช่วงเวลา (กลุ่ม 1:1CsGi)

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
prot_24hr	15	.3525744	.60500010	.00000	1.99557
prot_7d	15	1.1999635	1.21221539	.00260	3.89428
prot_14d	15	.7956178	1.06920799	.00000	3.62225
prot_28d	15	.4325815	.70830492	.00000	2.26694

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
prot_24hr	1.73
prot_7d	3.50
prot_14d	2.57
prot_28d	2.20

Test Statistics^a

N	15
Chi-Square	15.242
df	3
Asymp. Sig.	.002

a. Friedman Test

ตาราง ข 8 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มทดลองในแต่ละช่วงเวลา

Ranks			
	group	N	Mean Rank
prot_24hr	MTA	15	16.87
	1.7cs:1Gi	15	22.40
	1cs:1Gi	15	29.73
	Total	45	
prot_7d	MTA	15	19.07
	1.7cs:1Gi	15	22.20
	1cs:1Gi	15	27.73
	Total	45	
prot_14d	MTA	15	23.17
	1.7cs:1Gi	15	21.87
	1cs:1Gi	15	23.97
	Total	45	
prot_28d	MTA	15	18.60
	1.7cs:1Gi	15	25.00
	1cs:1Gi	15	25.40
	Total	45	

Test Statistics ^{a,b}				
	prot_24hr	prot_7d	prot_14d	prot_28d
Chi-Square	7.351	3.349	.195	2.533
df	2	2	2	2
Asymp. Sig.	.025	.187	.907	.282

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: group

ตาราง ข 9 แสดงการวิเคราะห์ทางสถิติระหว่างกลุ่ม MTA และกลุ่ม 1.7:1CsGi ที่เวลา 24 ชั่วโมง

Ranks

group	N	Mean Rank	Sum of Ranks
MTA	15	13.30	199.50
prot_24hr 1.7cs:1Gi	15	17.70	265.50
Total	30		

Test Statistics^a

	prot_24hr
Mann-Whitney U	79.500
Wilcoxon W	199.500
Z	-1.395
Asymp. Sig. (2-tailed)	.163
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.174 ^b

a. Grouping Variable: group

b. Not corrected for ties.

ตาราง ข 10 แสดงการวิเคราะห์ทางสถิติระหว่างกลุ่ม MTA และกลุ่ม 1:1CsGi ที่เวลา 24 ชั่วโมง

Ranks

group	N	Mean Rank	Sum of Ranks
MTA	15	11.57	173.50
prot_24hr 1cs:1Gi	15	19.43	291.50
Total	30		

Test Statistics^a

	prot_24hr
Mann-Whitney U	53.500
Wilcoxon W	173.500
Z	-2.470
Asymp. Sig. (2-tailed)	.013
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.013 ^b

a. Grouping Variable: group

b. Not corrected for ties.

ตาราง ค 1 แสดงระยะช่องว่างระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุซ่อมระยะทะเล (ไมโครเมตร)

กลุ่ม	MTA	1.7:1CsGi	1:1CsGi
1	0.000	0.143	5.802
2	0.350	4.838	2.929
3	0.539	1.895	3.098
4	2.379	4.896	1.948
5	0.042	0.863	6.062
6	4.441	1.377	2.972
7	3.005	4.121	3.486
8	0.893	0.143	3.715
9	2.789	2.475	5.491
10	2.448	0.101	2.235
11	3.599	3.311	8.153
12	1.475	1.889	2.845
13	2.852	0.730	4.698
14	0.000	1.923	2.136
15	0.000	1.220	4.441

ตาราง ค 2 แสดงข้อมูลเชิงพรรณนา

Descriptives

gap

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
MTA	15	1.65413	1.502749	.388008	.82194	2.48633	.000	4.441
1.7:1CsGi	15	1.99500	1.632663	.421552	1.09086	2.89914	.101	4.896
1:1CsGi	15	4.00073	1.755573	.453287	3.02853	4.97294	1.948	8.153
Total	45	2.54996	1.908776	.284544	1.97650	3.12342	.000	8.153

ตาราง ค 3 แสดงการทดสอบการกระจายตัว

Tests of Normality

group	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
MTA	.171	15	.200 [*]	.894	15	.078
gap 1.7:1CsGi	.184	15	.182	.902	15	.101
1:1CsGi	.165	15	.200 [*]	.913	15	.149

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

ตาราง ค 4 วิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูลของแต่ละกลุ่ม

Test of Homogeneity of Variances

gap

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.093	2	42	.911

ตาราง ค 5 แสดงผลวิเคราะห์ทางสถิติของการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยช่องว่าง

ANOVA

gap

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	48.228	2	24.114	9.036	.001
Within Groups	112.082	42	2.669		
Total	160.311	44			

Multiple Comparisons

Dependent Variable: gap

Scheffe

(I) group	(J) group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
MTA	1.7:1CsGi	-.340867	.596504	.850	-1.85461	1.17288
	1:1CsGi	-2.346600*	.596504	.001	-3.86034	-.83286
1.7:1CsGi	MTA	.340867	.596504	.850	-1.17288	1.85461
	1:1CsGi	-2.005733*	.596504	.007	-3.51948	-.49199
1:1CsGi	MTA	2.346600*	.596504	.001	.83286	3.86034
	1.7:1CsGi	2.005733*	.596504	.007	.49199	3.51948

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

gap

Scheffe^a

group	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
MTA	15	1.65413	4.00073
1.7:1CsGi	15	1.99500	
1:1CsGi	15		
Sig.		.850	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 15.000.

ประวัติย่อผู้วิจัย



ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ ชื่อสกุล	นางสาวบุญยง บวรพัฒน์
วันเดือนปีเกิด	20 ตุลาคม 2530
สถานที่เกิด	เขตราษฎร์เทพ กรุงเทพมหานคร
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	อำเภอเมือง จังหวัดนนทบุรี
สถานที่ทำงานปัจจุบัน	ทันตแพทย์เอกชน

ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2553	ระดับปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
พ.ศ. 2559	ระดับปริญญาโท วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก (วิทยาเอ็นโดดอนต์) จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

