

ความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตเมื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะลุในบริเวณง่ามรากฟัน

บุญยบุษ บุรพัฒน์* บุณณมา ศิริพันธ์โนน** จารุมา ศักดิ์ดี***

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต (GIC-CS) และเอ็มทีเอ (MTA) โดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมโปรตีนและกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ฟันกรามใหญ่ของมนุษย์ 95 ที่นำมาทำให้เกิดรอยทะลุบริเวณง่ามรากฟันเคลือบด้วยยาทาเล็บและซีฟิ้งยกเว้นบริเวณรอยทะลุ อุดบริเวณรอยทะลุด้วยวัสดุ 3 ชนิดคือ MTA GIC-CS ผงต่อน้ำ 1.7:1 (1.7:1GIC-CS) GIC-CS ผงต่อน้ำ 1:1 (1:1GIC-CS) แบ่งฟันเป็น 2 กลุ่มกลุ่มละ 45 ที่ การทดลองที่ 1 นำฟันมาแบ่งเป็น 3 กลุ่มกลุ่มละ 15 ที่ ทดสอบด้วยแบบจำลองการรั่วซึมโปรตีนที่เวลา 24 ชั่วโมง 7 วัน 14 วัน และ 28 วัน การทดลองที่ 2 แบ่งฟัน 45 ที่เป็น 3 กลุ่ม ภายหลังการอุด 14 วันนำมาทำแบบจำลองด้วยเรซิน ประเมินความแนบสนิทด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

ผลการทดลอง: ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่ม MTA และ 1.7:1GIC-CS ในทั้งสองการศึกษา แต่สำหรับกลุ่ม 1:1GIC-CS พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่ม MTA

สรุปผล: กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่ใช้อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7:1 มีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทเทียบเท่ากับเอ็มทีเอ ดังนั้นจึงอาจนำมาพัฒนาเพื่อนำมาใช้ซ่อมรอยทะลุได้

คำสำคัญ: โมโนแคลเซียมซิลิเกต กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ความสามารถในการปิดผนึก ความแนบสนิทระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ

*ทันตแพทย์ โรงพยาบาลหัวเฉียว 665 ถนนบำรุงเมือง เขตป้อมปราบฯ กรุงเทพฯ 10100

**ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) ถนนฉลองกรุง กรุงเทพฯ 10520

***อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

Sealing Ability and Marginal Adaptation of Glass Ionomer Cement Containing β -Monocalcium Silicate as a Perforation Repair Material

Bunyanuch Burapat* Punnama Siriphannon** Jaruma Sakdee***

Abstract

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

Material and methods: Ninety-five 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 GIC-CS (1.7:1GIC-CS) and 1:1 of GIC-CS (1:1GIC-CS). 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. The resin replicas of perforation surface were fabricated. Marginal adaptation was examined using SEM.

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

Key words: Monocalcium silicate, Glass ionomer cement, Sealing ability, Marginal adaption

*Dentist, Hua Chiew Hospital 665, Bamrung Mueang Road, Pom Prap Sattru Phai District, Bangkok 10100

**Assistant Professor, Department of Chemistry, Faculty of Science, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520

***Lecturer, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Sukhumvit 23 Wattana Bangkok 10110

บทนำ

การเกิดรอยทะเลในคลองรากฟันเป็นความผิดปกติที่อาจเกิดขึ้นได้ระหว่างการรักษาหากไม่ได้รับการแก้ไขอย่างเหมาะสมแล้วอาจทำให้เกิดการอักเสบและนำไปสู่การทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์ [1,2] ปัจจุบันมีเอนอร์ลไตรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregation; MTA) ถูกนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะเลในคลองรากฟัน [3] ส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอคือไดแคลเซียมซิลิเกตและไตรแคลเซียมซิลิเกต [4] จากการศึกษาของ Sarkar และคณะ [5] พบว่าเอ็มทีเอสามารถเกิดการตกผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย (simulated body fluid) การตกผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดจากปฏิกิริยาระหว่างประจุแคลเซียมของเอ็มทีเอและฟอสเฟตของสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย [6-8] คุณสมบัติดังกล่าวเป็นผลให้เอ็มทีเอมีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทที่ตีรวมไปถึงมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อและมีความสามารถในการสร้างเนื้อฟัน (dentinogenic activity) [5] แต่อย่างไรก็ตามเอ็มทีเอมีข้อด้อยคือมีระยะเวลาการแข็งตัวนาน [9], ใช้งานยากและมีราคาแพง [10] ดังนั้นจึงมีความพยายามในการพัฒนาวัสดุขึ้นมาทดแทนการใช้เอ็มทีเอ

ไบโอแคลเซียมซิลิเกตเป็นวัสดุชีวกัมมันต์ (bioactive material) [11] ซึ่งสามารถสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย [12-14] หรือในน้ำลายมนุษย์ [15] อีกทั้งมีความสามารถในการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เร็วกว่าแก้วที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพหรือแก้วเซรามิกชนิดอื่น [16] แต่มีข้อด้อยคือเป็นวัสดุที่มีความเปราะ [17-18] ดังนั้นการพัฒนาวัสดุด้วยการนำไปผสมกับสารอื่นจึงเป็นที่น่าสนใจ จากการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะ [18] พบว่าการนำไบโอแคลเซียมซิลิเกตผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (GIC-CS) ในอัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนักนั้นพบการตกผลึกอะพาไทต์บนผิวหน้าเมื่อแช่ในสารละลายจำลองสภาวะร่างกาย อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่ดีกับเนื้อเยื่อ นอกจากนั้นแล้ว

ยังมีระยะเวลาการก่อตัวสั้นกว่าเอ็มทีเอ โดย GIC-CS มีระยะเวลาการก่อตัว (initial setting time) และระยะเวลาการก่อตัวสุดท้าย (final setting time) เท่ากับ 8 นาที 45 วินาที และ 12 นาที 52 วินาทีตามลำดับสำหรับเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวเท่ากับ 64 นาที และ 121 นาที 30 วินาทีตามลำดับ [19] แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Hovichitr และคณะ [20] พบว่า GIC-CS ร้อยละ 50 นั้นมีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทน้อยกว่าเอ็มทีเอเนื่องจากวัสดุมีความชื้นเหนียวมาก เป็นที่มาของวัตถุประสงค์ในการศึกษานี้คือเพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทของ GIC-CS ร้อยละ 50 ในอัตราส่วนผงต่อน้ำใหม่เปรียบเทียบกับเอ็มทีเอโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนและกล็องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

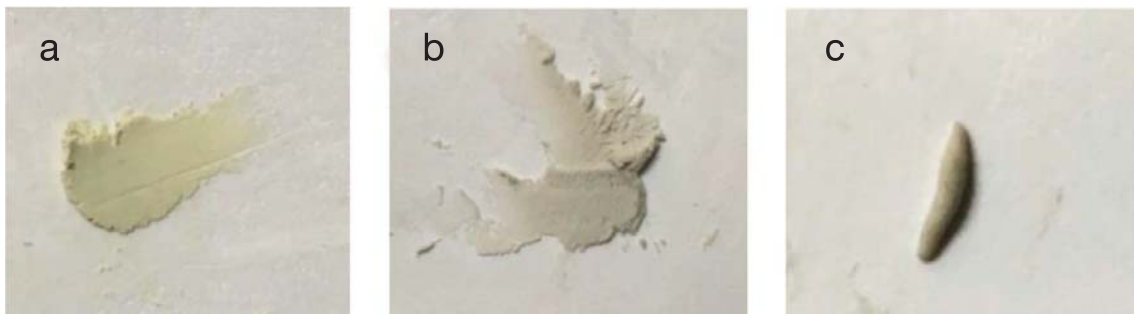
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ฟันกรามมนุษย์ 95 ซี่ซึ่งเป็นฟันที่ไม่มีรอยผุหรือมีรอยผุหรือวัสดุอุดขนาดเล็ก รากสมบูรณ์และรากกาง ไม่มีรอยแตกหรือร้าวเมื่อดูด้วยตาเปล่าและกล็องจุลทรรศน์ (dental operating microscope; DOM) และมีความหนาของเนื้อฟันบริเวณง่ามรากฟันอยู่ในช่วง 2-3 มิลลิเมตร นำมาเปิดทางเข้าสู่โพรงฟันและทำความสะอาดด้วยเค-โพล์และล้างโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 5 มิลลิตร จากนั้นนำฟัน 90 ซี่มาทำให้เกิดรอยทะเลในบริเวณกึ่งกลางง่ามรากฟันด้วยหัวกรอรูปทรงกลมชนิดความเร็วสูงเคลือบเพชรเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 1 มิลลิเมตร ในบริเวณทางเข้าคลองรากฟัน (orifice) และรูเปิดปลายรากฟันถูกปิดด้วยขี้ผึ้งชนิดเหนียว (sticky wax) ทายาทาเล็บที่ผิวฟันยกเว้นเนื้อฟันบริเวณง่ามรากฟัน ทา 2 ครั้งและทิ้งไว้ให้แห้ง 24 ชั่วโมง ฟันจะถูกแบ่งเป็นสองกลุ่มเพื่อนำไปศึกษาความสามารถในการปิดผนึกโดยใช้แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนและความแนบสนิทโดยใช้กล็องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

โมโนแคลเซียมซิลิเกตได้รับการอนุเคราะห์จาก ผศ.ดร.ปณณมา ศิริพันธ์โนน ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง เตรียมด้วยวิธีการตักตะกอนรวม ร่อนผ่านตะแกรงขนาด 45 ไมครอน (325 mesh) จากนั้นนำมาผสมกับกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดหนืดสูง (Ketac™ molar Easymix, 3M ESPE AG, Germany) อัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ร่อนซ้ำก่อนนำมาใช้งานสำหรับเอ็มทีเอใช้ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA, Densply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA)

โพลีจัตตอกไม้ถูกทำให้ชื้นด้วยสารละลายจำลองสภาวะร่างกายเพื่อจำลองลักษณะเนื้อเยื่อปริทันต์และป้องกันการดูดเกินของวัสดุ จากนั้นนำรากฟันทดลองบนโพลีจัตตอกไม้ที่เตรียมไว้ให้มีลักษณะเป็นรอยพิมพ์

ก่อนทำการซ่อมรอยทะเลด้วยวัสดุ 3 ชนิด กลุ่มที่ 1 ซ่อมรอยทะเลด้วยเอ็มทีเอ โดยผสมเอ็มทีเออัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 3:1 ตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ หลังการบูรณะปิดด้วยสำลีที่มีความชื้น กลุ่มที่ 2 ซ่อมรอยทะเลด้วย GIC-CS ร้อยละ 50 โดยผสมอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7:1 (1.7:1 GIC-CS) ลักษณะของวัสดุหลังผสมคล้ายคลึงกับเอ็มทีเอ และกลุ่มที่ 3 ซ่อมรอยทะเลด้วย GIC-CS ร้อยละ 50 โดยผสมอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1:1 (1:1 GIC-CS) หลังผสมวัสดุมีลักษณะเป็นก้อนปั้นได้นำไปใส่ในรอยทะเลจนเต็มด้วย spoon excavator และกดด้วย endodontic plugger ร่วมกับแท่งกระดาษ (paper point) ที่มีความชื้น วัสดุหลังผสมเสร็จแสดงในรูปที่ 1 ก่อนนำมาทดสอบตรวจสอบผิวหน้าของวัสดุทั้งสองด้านว่าอุดแน่นเต็ม ไม่มีกรวดหรือเกิดของวัสดุ



รูปที่ 1 ลักษณะของวัสดุหลังผสม a) เอ็มทีเอ b) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7 : 1 c) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกต อัตราส่วนผงต่อน้ำ 1 : 1

Fig 1. After-mix consistency. a) MTA b) glass ionomer cement containing monocalciumsilicate using powder to liquid ratio 1.7:1 c) glass ionomer cement containing monocalciumsilicate using powder to liquid ratio 1:1.

การศึกษาความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุ นำฟันกลุ่มละ 15 ซี่ตามชนิดของวัสดุอุด นำไปเก็บที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 48 ชั่วโมงเพื่อให้มีการแข็งตัวเต็มที่ กลุ่มควบคุมลบ 5 ซี่เป็นฟันที่ไม่มีรอยทะเลและเคลือบด้วยซีฟิ่งและยาทาเล็บ จากนั้นนำฟันต่อเข้ากับห้องบน

ด้วยกาวยร้อน ช่องว่างรอบตัวฟันถูกปิดด้วยซีฟิ่งและเคลือบทั้งหมดด้วยยาทาเล็บ ภายในบรรจุด้วยโปรตีนความเข้มข้นร้อยละ 22 ในน้ำกลั่น 1 มิลลิลิตร แล้วปิดด้วยอลูมิเนียมฟอยล์ สำหรับห้องล่างทำมาจากขวดแก้วบรรจุน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 a) อุปกรณ์ที่ใช้ทำแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน b) แสดงการประกอบแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน

Fig 2. a) Components of protein leakage model b) Protein leakage model.

แบบจำลองถูกเก็บอยู่ที่ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่เวลา 24 ชั่วโมง, 7 วัน, 14 วัน และ 28 วัน ทำการทดสอบโดยนำสารจากห้องล่างปริมาตร 4 ไมโครลิตรผสมกับ Reagent Coomassive Brilliant Blue G ปริมาตร 200 ไมโครลิตรทิ้งไว้ให้เกิดปฏิกิริยา 15 นาที วัดค่าดูดกลืนแสงที่ 595 นาโนเมตร ทำซ้ำ 3 ครั้ง หาค่าเฉลี่ย คำนวณปริมาณโปรตีนที่มีการรั่วซึมโดยใช้กราฟมาตรฐานซึ่งได้จากการนำโปรตีนที่ความเข้มข้นต่างๆ ผสม Reagent Coomassive Brilliant Blue G แล้วนำมาคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ การแปลผลการศึกษาคำนวณจากสมการคือ ปริมาณโปรตีน (ร้อยละโดยมวลต่อปริมาตร) เท่ากับค่าการดูดกลืนแสงที่วัดได้คูณด้วยค่าสัมประสิทธิ์สารละลายโปรตีนในห้องบนถูกเปลี่ยนทุกวัน และห้องล่างจะเติมน้ำกลั่นในปริมาตรเท่ากับที่นำออกไปทดสอบ สถิติที่ใช้คือการทดสอบ Friedman เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับการรั่วซึมโปรตีน การทดสอบ Kruskal-Wallis เพื่อเปรียบเทียบการรั่วซึมโปรตีนระหว่างกลุ่มในช่วงเวลาเดียวกัน และการทดสอบ Mann Whitney U เพื่อเปรียบเทียบระหว่างสองกลุ่ม

ในการทดสอบความแนบสนิทนั้น ฟันที่ได้รับ การซ่อมรอยทะลุแล้วจะถูกแบ่งเป็น 3 กลุ่มกลุ่มละ 15 ซี่ ตามชนิดของวัสดุอุดนำไปเก็บที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 14 วัน จากนั้นนำชิ้นงานมาขัดผิวหน้าด้วยกระดาษทรายและน้ำยาขัดเงาเพชรตามลำดับ จากนั้นพิมพ์ผิวหน้าด้วยวัสดุพิมพ์แบบพอลิซิล็อกเซนชนิดเหลว (light body polysiloxane;

Reprosil®, Densply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) และหล่อแบบจำลองด้วยอีพอกซีเรซิน (epoxy resin; EMBED® 812, Hatfield, PA, USA) เตรียมชิ้นงานและเคลือบด้วยทองก่อนนำไปติดด้วยก๊อปปี้จูลทรรคน์ อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดบันทึกภาพด้วยคอมพิวเตอร์ ประเมินผลโดยการวัดขนาดช่องว่างระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟันในหน่วยไมโครเมตร โดยวัด 4 ตำแหน่งคือ กึ่งกลางด้านใกล้กลาง (mesial) กึ่งกลางด้านไกลกลาง (distal) กึ่งกลางด้านแก้ม (buccal) และกึ่งกลางด้านลิ้น (lingual) หาค่าเฉลี่ย วิเคราะห์ความแตกต่างทางสถิติด้วย one-way ANOVA และทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณด้วย Scheffe ที่ระดับความเชื่อมั่น $\alpha = 0.05$

ผลการทดลอง

แบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีน

ในกลุ่มควบคุมพบไม่พบการเปลี่ยนแปลงสีของสารละลาย สำหรับกลุ่มทดลองพบการรั่วซึมของโปรตีนค่าแสดงดังตารางที่ 1 และรูปที่ 3 เมื่อวิเคราะห์ด้วยสถิติ Friedman พบว่าทุกกลุ่มการทดลองจะมีการรั่วซึมของโปรตีนในแต่ละช่วงเวลาแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มในช่วงเวลาเดียวกันพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่เวลา 24 ชั่วโมง ซึ่งเอเอ็มทีเอมีการรั่วซึมไม่แตกต่างจาก 1.7:1 GIC-CS แต่กลุ่ม 1:1 GIC-CS มีการรั่วซึมแตกต่างจากเอเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

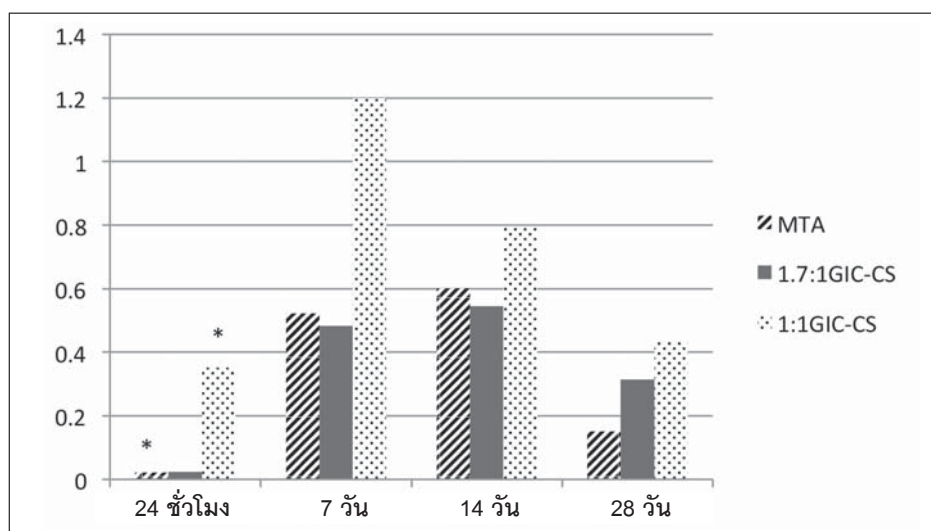
ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของการรั่วซึมของโปรตีน

Table 1. Mean and standard deviation of protein leakage value.

Period	Group	Leakage value (Mean \pm standard deviation)	Minimum (Percent weight/volume)	Maximum (Percent weight/volume)
24 Hours	MTA	0.02126 \pm 0.043385*	0.00000	0.12826
	1.7:1GIC-CS	0.02365 \pm 0.030442	0.00000	0.10409
	1:1GIC-CS	0.35257 \pm 0.605000*	0.00000	1.99557
7 days	MTA	0.52171 \pm 0.839823	0.00212	2.79818
	1.7:1GIC-CS	0.48256 \pm 0.623045	0.00772	2.15656
	1:1GIC-CS	1.19996 \pm 1.212215	0.00260	3.89428
14 days	MTA	0.60179 \pm 0.86569	0.00000	2.76300
	1.7:1GIC-CS	0.54576 \pm 1.040246	0.00326	3.40039
	1:1GIC-CS	0.79562 \pm 1.069208	0.00000	3.62225
28 days	MTA	0.15115 \pm 0.222462	0.00000	0.73373
	1.7:1GIC-CS	0.31388 \pm 0.515868	0.00517	1.59594
	1:1GIC-CS	0.43258 \pm 0.70830	0.00000	2.26694

* หมายถึงแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$

* Statistically significant $p < 0.05$



รูปที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบปริมาณโปรตีนที่รั่วซึม (*หมายถึงแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$)

Fig 3. Bar chart reveals protein leakage value (*Statistically significant $p < 0.05$).

ความแนบสนิทของวัสดุ

จากการศึกษาแบบจำลองของบริเวณง่าม รากฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ที่กำลังขยาย 70 เท่า (รูปที่ 4) และ 1000 เท่า (รูปที่ 5) เมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติด้วย one-way ANOVA พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและ เมื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่ทุกคู่

พบว่ากลุ่มเอ็มทีเอกับกลุ่ม 1.7:1GIC-CS ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่กลุ่มเอ็มทีเอ และกลุ่ม 1:1GIC-CS มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงดัง ตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานช่องว่างระหว่างเนื้อฟันและวัสดุอุด
Table 2. Mean and standard deviation of dentin-filling material interface gap.

Group	Gap size (Mean ± standard deviation)	P-value
MTA	1.654 ± 1.503 ^a	0.001
1.7:1GIC-CS	1.995 ± 1.633 ^a	
1:1GIC-CS	4.001 ± 1.755 ^b	

อักษรที่ต่างกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05)

Different alphabets indicate significant difference between the groups (p<0.05).

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทกับเนื้อฟัน ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญของวัสดุซ่อมรอยทะเลในบริเวณ รากฟันเพื่อป้องกันการติดเชื้อที่จะนำไปสู่ความล้มเหลว ในการรักษาได้ [2,21] ปัจจุบันเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่ถูก นำมาใช้ในการซ่อมรอยทะเล แต่มีข้อด้อยคือมีระยะ แข็งตัวนาน[9]มีราคาแพงและใช้งานยาก[10]จึงทำให้ มีความพยายามในการพัฒนาวัสดุต่างๆขึ้นมาทดแทน โมโนแคลเซียมซิลิเกตเป็นวัสดุชีวภัณฑ์ชนิดหนึ่งซึ่ง มีอัตราการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้รวดเร็วกว่าแก้ว ทางชีวภาพและกลาสเซรามิกชนิดอื่น [16] แต่อย่างไร ก็ตามมีข้อด้อยคือวัสดุมีความเปราะ [17,18] จากการศึกษาของ Sangsawatpong และคณะ [18] พบว่า

เมื่อผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตและกลาสไอโอโนเมอร์ ซีเมนต์อัตราส่วนร้อยละ 50 โดยน้ำหนักจะสามารถ เห็นยวนำให้เกิดผลึกคล้ายอะพาไทต์บนพื้นผิวได้และมี ค่าความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อใกล้เคียงกับ เอ็มทีเอ อีกทั้งยังมีระยะเวลาการแข็งตัวที่สั้นกว่าเอ็มทีเอ [19] แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Hovichitr และ คณะ [20] พบว่าสารผสมดังกล่าวมีการรั่วซึมมากกว่า เอ็มทีเอ เนื่องจากวัสดุมีความชื้นเหนียวมากเกินไป ดังนั้น ในการศึกษานี้จึงได้ปรับปรุงอัตราส่วนของผงต่อน้ำ เพื่อให้ใช้งานง่ายขึ้นและมีความแนบสนิทที่ดี โดย ผู้ทดลองได้ลองผสมอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 2.73:1 และ 3:1 ตามการศึกษาก่อนหน้าแล้วพบว่าวัสดุร่วน เกินไป ใช้งานยาก สอดคล้องกับที่กล่าวไว้ในการศึกษา

ก่อนหน้าและอาจเป็นผลมาจากวัสดุถูกเตรียมต่างรอบกัน รวมถึงมีการลดขนาดของอนุภาคส่วนผง ซึ่งทำให้พื้นที่ผิวในส่วนผงเพิ่มขึ้น ดังนั้นในการศึกษานี้จึงทดลองผสมในอัตราส่วนใหม่ พบว่าที่อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7:1 หลังผสมจะมีลักษณะคล้ายเอมที่เอที่ผสมเสร็จแล้ว และที่อัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1:1 วัสดุจะสามารถบ้วนขึ้นรูปได้

ในการศึกษาความสามารถในการปิดผนึกแบบจำลองการรั่วซึมของโปรตีนมีข้อดีคือสามารถทำซ้ำได้ มีความไวในการทดสอบ ให้ผลในเชิงปริมาณ และสามารถจำลองลักษณะทางคลินิกได้ เนื่องจากโมเลกุลของโพรตีนซีรัมแอลบูมินขนาดเท่ากับ 66 กิโลดาลตัน (kDa) ซึ่งมีขนาดเล็กและใกล้เคียงกับขนาดของไลโปโพลีแซคคาไรด์ (lipopolysaccharide) ของเชื้อแบคทีเรีย [22,23] ดังนั้นจึงเป็นวิธีที่น่าเชื่อถือและทำซ้ำได้ สำหรับความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟันนั้นเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อปริมาณการรั่วซึมได้ ในการศึกษานี้ได้วัดความหนาของเนื้อฟันในบริเวณง่ามรากฟันว่าทั้งสามกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนั้นแล้วในการทดลองนี้ ได้ควบคุมปริมาตรของน้ำในห้องล่างคองที่ โดยในระหว่างการทดลองเมื่อมีการนำสารละลายออกจากแบบจำลองห้องล่างจะทดแทนด้วยน้ำในปริมาตรที่เท่ากัน ซึ่งปริมาตรที่เติมลงไปนั้นเป็นปริมาณที่น้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับปริมาตรเดิมในห้องล่าง จึงไม่ส่งผลต่อการคำนวณการรั่วซึมของโปรตีน

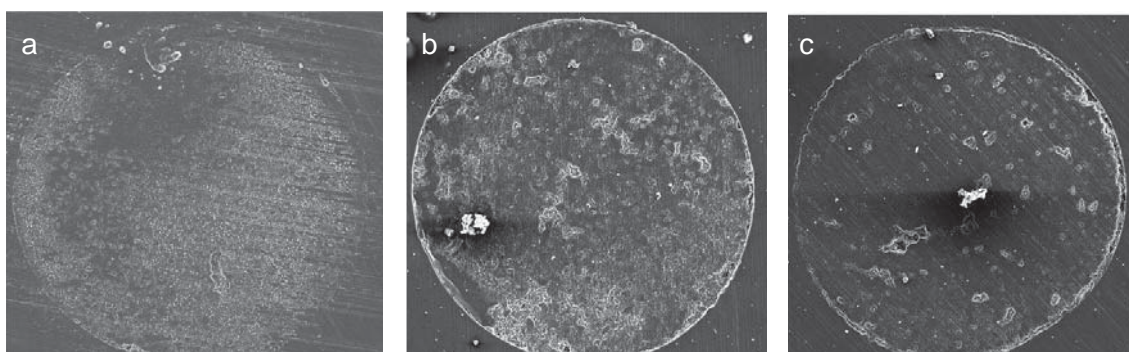
จากผลการศึกษาการรั่วซึมของโปรตีนเมื่อนำมาวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าการกระจายตัวแบบไม่ปกติ ดังนั้นจึงเลือกใช้สถิติชนิดนอนพาราเมตริก (Nonparametric) ซึ่งไม่ได้เป็นการคำนวณจากค่าเฉลี่ยพบว่ามีผลแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่เวลา 24 ชั่วโมง เพียงกลุ่มเดียว แต่ที่ระยะเวลาอื่นไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อทดสอบระหว่างกลุ่มพบว่ากลุ่ม 1.7:1 GIC-CS และ เอ็มที่เอไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แตกต่างจากผลการศึกษาของ Hovichitr และคณะ [20] ซึ่งอาจเป็นผลมาจากการเพิ่มส่วนน้ำทำให้

วัสดุใช้งานง่ายขึ้นแต่ 1:1 GIC-CS มีการรั่วซึมมากที่สุด อาจเป็นผลมาจากการวัสดุมีลักษณะเหนียวติดเครื่องมือ จึงทำให้กดอัดได้ยากอีกทั้งในส่วนน้ำของกลาสไอโอโนเมอร์ ประกอบด้วยกรดพอลิคาร์บอกซิลิกและกรดพอลิอะคริลิก ซึ่งกรดพอลิคาร์บอกซิลิกและกรดพอลิอะคริลิกมีผลขัดขวางการสร้างอะพาไทต์ของวัสดุ [24,26] แต่อย่างไรก็ตามเมื่อทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม 1.7:1 GIC-CS และกลุ่ม 1:1 GIC-CS พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.081$) ซึ่งอาจเกิดจากการที่มีกลุ่มตัวอย่างเป็นจำนวนน้อยทำให้ไม่เห็นความแตกต่าง นอกจากนั้นแล้วผลการศึกษาพบว่ามีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสูง อาจเป็นผลมาจากการที่ในแต่ละเวลาที่ทดสอบมีทั้งกลุ่มที่มีการรั่วซึมและไม่มีการรั่วซึม ทำให้ข้อมูลที่วัดได้มีการกระจายตัวมาก อาจเกิดจากจำนวนกลุ่มตัวอย่างน้อย ดังนั้นในการศึกษาต่อไปควรเพิ่มจำนวนกลุ่มตัวอย่างเพื่อยืนยันผลการศึกษา

ในด้านความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลากับการรั่วซึมของโปรตีน พบว่าเมื่อเวลาผ่านไปจะพบว่ามีปริมาณโปรตีนเพิ่มขึ้นยกเว้นในวันที่ 14 และ 28 ที่พบว่ามีปริมาณโปรตีนลดลงทุกกลุ่มการศึกษา อาจเป็นผลมาจากความสามารถในการสร้างอะพาไทต์ของวัสดุเมื่อเวลาผ่านไป การสร้างอะพาไทต์ในบริเวณช่องว่างหรือรูพรุนนั้นส่งเสริมให้วัสดุมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดีขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป [7, 27] อีกทั้งอาจเป็นผลมาจากความไม่คงตัวของโปรตีนโพรตีนโพรตีนซีรัมแอลบูมินเป็นสารต้านอนุมูลอิสระที่อยู่ในระบบไหลเวียนโลหิต [28] มีครึ่งชีวิตประมาณ 14.8 วัน [29] และสามารถเกิดปฏิกิริยากับสารอนุมูลอิสระในภาวะที่มีออกซิเจน ทำให้เกิดการสลายตัวหรือการเสียสภาพของโปรตีน [30] ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของโปรตีนดังกล่าวอาจส่งผลต่อปริมาณโปรตีนที่วัดได้ในช่วงเวลา 14-28 วัน นอกจากนั้นแล้วการเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของโปรตีนในห้องล่างอาจมีผลต่ออัตราการรั่วซึมของโปรตีนได้ ซึ่งความเข้มข้นมีผลต่ออัตราการแพร่ของสาร ดังนั้นแบบจำลองนี้ควรใช้ศึกษาการรั่วซึมในระยะสั้น

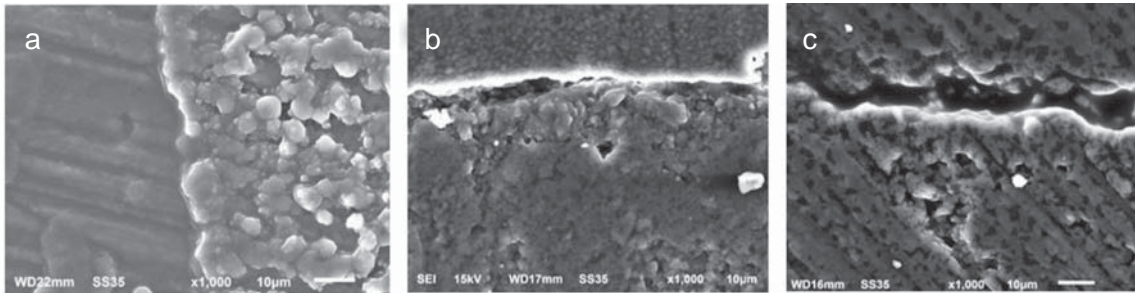
สำหรับการศึกษาความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันทำโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานและแรงดันสุญญากาศภายในเครื่องอาจทำให้เกิดภาพที่เกิดจากการเตรียมชิ้นงาน (artifact) เช่น รอยร้าวหรือการยกตัวของวัสดุ เป็นต้น ซึ่งจะนำไปสู่การอ่านผลการศึกษาที่ผิดไป [31, 32] ดังนั้นในการศึกษานี้จึงใช้วิธีพิมพ์หน้าชิ้นงานด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิไซลิลอกเซนชนิดเหลวและทำแบบจำลองขึ้นด้วยเรซินเพื่อหลีกเลี่ยงข้อจำกัดดังกล่าว จากผลการศึกษาพบว่าเอ็มทีเอมีความแนบสนิทดีกับเนื้อฟัน สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า [31, 32] ซึ่งเป็นผลมาจากการขยายตัวของวัสดุระหว่างการแข็งตัวของวัสดุ โดยการศึกษาของ Storm และคณะ [33] พบว่าเมื่อแช่เอ็มทีเอในสารละลายบัฟเฟอร์ (Hank's balanced salt solution) จะพบการขยายตัวร้อยละ 0.11 ในการ

ศึกษานี้พบว่ากลุ่มเอ็มทีเอมีขนาดของช่องว่างเฉลี่ยเท่ากับ 1.654 ไมโครเมตร ซึ่งในการศึกษาของ Hovichitr และคณะ [20] ซึ่งขนาดของช่องว่างที่วัดได้ในการศึกษานี้มีค่ามากกว่าขนาดของช่องว่างที่วัดได้เป็นเวลา 14 วัน (0.660 ไมโครเมตร) แต่มีความใกล้เคียงกับขนาดของช่องว่างที่วัดได้เมื่อวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ (1.345 ไมโครเมตร) เนื่องจากในการศึกษานี้วัดช่องว่างที่บริเวณหน้าตัดซึ่งไม่ได้สัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกายแตกต่างกับการศึกษาก่อนหน้าที่ทำการวัดบริเวณปลายรากฟันซึ่งสัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกายที่เอ็มทีเอสัมผัสกับสารละลายจำลองสภาวะร่างกายสามารถเหนี่ยวนำให้มีการสร้างอะพาไทต์ในบริเวณที่มีช่องว่างหรือรูพรุนต่างๆ ทำให้ขนาดช่องว่างเล็กลงได้ [5, 34]



รูปที่ 4 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณง่ามรากฟันที่ได้รับการซ่อมด้วยวัสดุชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 70 เท่า ภาพ a) คือตัวอย่างกลุ่ม MTA ภาพ b) คือตัวอย่างกลุ่ม 1.7:1GIC-CS, ภาพ c) คือตัวอย่างกลุ่ม 1:1GIC-CS

Fig 4. SEM micrographs of repaired furcal area surface (70x)
a) MTA b) 1.7:1GIC-CS c) 1:1GIC-CS.



รูปที่ 5 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงบริเวณง่ามรากฟันที่ได้รับการซ่อมด้วยวัสดุชนิดต่างๆ ที่กำลังขยาย 1000 เท่า ภาพ a) คือตัวอย่างกลุ่ม MTA ภาพ b) คือตัวอย่างกลุ่ม 1.7:1GIC-CS, ภาพ c) คือตัวอย่างกลุ่ม 1:1GIC-CS

Fig 5. SEM micrographs of repaired furcal area surface (1000x)

a) MTA b) 1.7:1GIC-CS c) 1:1GIC-CS.

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มทดลอง ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มเอ็มทีเอ และ 1.7:1GIC-CS แต่ในกลุ่ม 1:1GIC-CS พบว่ามีขนาดช่องว่างมากที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดสอบความสามารถในการปิดผนึกของวัสดุ แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษาความแนบสนิทโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนนั้นเป็นการดูเพียงระนาบเดียว ไม่สามารถบอกได้ถึงความแนบสนิทของชิ้นงานในทุกมิติได้ [31,35] ในการศึกษาครั้งนี้ศึกษาเฉพาะหน้าตัดขวางเพียงอย่างเดียว เนื่องจากการตัดชิ้นงานในแนวยาวจะมีผลทำให้วัดขนาดช่องว่างได้กว้างขึ้นเนื่องจากกระบวนการตัดชิ้นงาน[31]

ดังนั้นจากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าการใช้โมโนแคลเซียมซิลิเกตผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในอัตราส่วนผงต่อน้ำ 1.7:1 มีคุณสมบัติในด้านความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทที่ดี ดังนั้นจึงอาจนำมาใช้ในการซ่อมรอยทะเลาะในบริเวณรากฟันได้ แต่อย่างไรก็ตามการปรับอัตราส่วนอาจส่งผลต่อคุณสมบัติในด้านอื่นๆ ของวัสดุ ซึ่งอาจส่งให้เกิดการสร้างอะพาไทต์น้อยลง อีกทั้งอาจมีผลต่อความแข็งแรงและอาจส่งผลต่อคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพอีกด้วย ดังนั้นควรมีการศึกษาต่อไปในอนาคต

บทสรุป

จากผลการศึกษาพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ผสมโมโนแคลเซียมซิลิเกตเมื่อผสมในอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 1.7 : 1 พบว่ามีความสามารถในการปิดผนึกและความแนบสนิทได้ใกล้เคียงกับเอ็มทีเอ ดังนั้นวัสดุชนิดนี้อาจจะนำไปพัฒนาเพื่อใช้เป็นวัสดุซ่อมรอยทะเลาะได้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณศูนย์วิจัยคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒและคณะวิทยาศาสตร์และสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบังรวมถึงเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือตลอดการทำวิจัย งานวิจัยนี้ได้รับเงินทุนสนับสนุนการวิจัยจากเงินรายได้คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ประจำปี 2558 สัญญาเลขที่ 652/2558

เอกสารอ้างอิง

1. Tsesis I, Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endod Topics* 2006; 13(1): 95-107.
2. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dent Traumatol* 1996; 12(6): 255-264.
3. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993; 19(11): 541-544.
4. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater* 2005; 21(4): 297-303.
5. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005; 31(2): 97-100.
6. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J* 2009; 35(3): 147-152.
7. Parirokh M, Askarifard S, Mansouri S, Haghdoost AA, Raof M, Torabinejad M. Effect of phosphate buffer saline on coronal leakage of mineral trioxide aggregate. *J Oral Sci* 2009; 51(2): 187-191.
8. 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. *J Endod* 2007; 33(3): 272-275.
9. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995; 21(7): 349-353.
10. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod* 2010; 36(3): 400-413.
11. Liu X, Morra M, Carpi A, Li B. Bioactive calcium silicate ceramics and coatings. *Biomed Pharmacother* 2008; 62(8): 526-529.
12. Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. Formation of hydroxyapatite on CaSiO₃ powders in simulated body fluid. *J Eur Ceram Soc* 2002; 22(4): 511-520.
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): 2007-2012.
14. Ni S, Chang J. In vitro degradation, bioactivity, and cytocompatibility of calcium silicate, dimagnesium silicate, and tricalcium phosphate bioceramics. *J Biomater Appl* 2009; 24(2): 139-158.
15. De Aza PN, Luklinska ZB, Anseau MR, Guitian F, De Aza S. Bioactivity of pseudo-wollastonite in human saliva. *J Dent* 1999; 27(2): 107-113.
16. Siriphannon P, Hayashi S, Yasumori A, Okada K. Preparation and sintering of CaSiO₃ from coprecipitated powder using NaOH as precipitant and its apatite formation in simulated body fluid solution. *J Mater Res* 1999; 14(02): 529-536.

17. Wei J, Chen F, Shin JW, Hong H, Dai C, Su J, et al. Preparation and characterization of bioactive mesoporous wollastonite–Polycaprolactone composite scaffold. *Biomaterials* 2009; 30(6): 1080-1088.
18. Sangsawatpong W. Bioactivity and biocompatibility of glass ionomer cement added with monocalcium silicate at various ratios (M.S. thesis). Conservative and prosthodontic dentistry, Srinakharinwirot University: Thailand; 2013.
19. Pothiraksanont S. A comparative study of physical properties of GIC containing B-monocalcium silicate to mineral trioxide aggregate (MTA) (M.S. thesis). Conservative and prosthodontic dentistry, Srinakharinwirot University: Thailand; 2013.
20. Hovichitr P. Sealing ability and bacterial leakage of glass ionomer cement containing monocalcium silicate (M.S. thesis). Conservative and prosthodontic dentistry, Srinakharinwirot University: Thailand; 2014.
21. Torabinejad M, Parioikh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod* 2010; 36(2): 190-202.
22. Valois CR, Costa ED, Jr. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97(1): 108-111.
23. Shahi S, Rahimi S, Hasan M, Shiezadeh V, Abdolrahimi M. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement for furcal perforation repair: a protein leakage study. *J Oral Sci* 2009; 51(4): 601-606.
24. Matsuya S, Matsuya Y, Ohta M. Structure of bioactive glass and its application to glass ionomer cement. *Dent Mater J* 1999; 18(2): 155-166.
25. Tsortos A, Nancollas GH. The Role of Polycarboxylic Acids in Calcium Phosphate Mineralization. *J Colloid Interface Sci* 2002; 250(1): 159-167.
26. 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 glassionomer cements for orthopaedic use. *Biomaterials* 2001 ; 22(23): 3191-3196.
27. Han L, Okiji T, Okawa S. Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids. *Dent Mater J* 2010; 29(5): 512- 517.
28. Guedes S, Vitorino R, Domingues R, Amado F, Domingues P. Oxidation of bovine serum albumin: identification of oxidation products and structural modifications. *Rapid Commun Mass Spectrom* 2009; 23(15): 2307-2315.
29. Quinlan GJ, Martin GS, Evans TW. Albumin: biochemical properties and therapeutic potential. *Hepatology* 2005; 41(6): 1211-1219.
30. Davies K, Lin S, Pacifici R. Protein damage and degradation by oxygen radicals. IV. Degradation of denatured protein. *J Biol Chem* 1987; 262(20): 9914-9920.
31. 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. *J endod* 1995; 21(6): 295-299.

32. 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. *Int Dent J* 2004; 37(5): 325-336.

33. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J endod* 2008; 34(1): 80-82.

34. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization Ability and Interaction of Mineral Trioxide Aggregate and White Portland Cement With Dentin in a Phosphate-containing Fluid. *J endod* 2009; 35(5): 731-736.

35. 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. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(2): 127-134.

ติดต่อขอความ:

อ.ทพญ.ดร. จารума คักดีดี
ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110
โทรศัพท์ 02-649-5212
จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ bjsakdee@gmail.com

Corresponding author:

Dr. Jaruma Sakdee
Department of Conservative Dentistry and
Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
Srinakharinwirot University, Sukhumwit 23,
Wattana, Bangkok 10110
Tel: 02-649-5212
E-mail: bjsakdee@gmail.com