

# ความแข็งแรงพันธะผลึกออกของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม

อัศดา เกียรติปานอกกุล\* บุณณมา ศิริพันธ์โน\*\* จารุมา ศักดิ์ดี\*\*\*

## บทคัดย่อ

**วัตถุประสงค์:** เพื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push-out bond strength) ของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม (จีไอซีซีเอส) เปรียบเทียบกับเอ็มทีเอ เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ซาไลน์ ที่ระยะเวลา 3 วัน 7 วัน และ 28 วัน

**วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ:** เตรียมฟันตัดหน้าบนจำนวน 60 ซี่ ตัดฟันในส่วนกลางของรากฟันเป็นแผ่นในแนวนอนออกเป็น 2 แผ่น ให้ความหนาของรากฟันประมาณ 2 มิลลิเมตร จะได้ชิ้นงานจำนวน 120 ตัวอย่าง โดยชิ้นงานจะถูกแบ่งแบบสุ่มเป็น 4 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ตัวอย่าง โดยกลุ่มที่ 1: จีไอซีซีเอสในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ซาไลน์, กลุ่มที่ 2 : จีไอซีซีเอสในน้ำกลั่น, กลุ่มที่ 3 : เอ็มทีเอในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ซาไลน์ และกลุ่มที่ 4 : เอ็มทีเอในน้ำกลั่น โดยจะทิ้งไว้เป็นเวลา 3 วัน 7 วัน และ 28 วัน จากนั้นทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกด้วยเครื่องทดสอบสากล และวิเคราะห์รูปแบบความเสียหายของวัสดุ (Mode of bond failure) ภายใต้อุปกรณ์กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอไมโครสโคป (stereomicroscope) ด้วยกำลังขยาย 40 เท่า นำข้อมูลมาวิเคราะห์ทางสถิติทดสอบด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยทิวเคย์เอสดีทีเอสต์ (Tukey's HSD test) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และใช้สถิติพรรณนาวิเคราะห์รูปแบบความเสียหายของวัสดุ

**ผลการทดลอง:** ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ซาไลน์และน้ำกลั่น มีค่าน้อยกว่าเอ็มทีเอในทุกช่วงเวลาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และพบว่าเมื่อแช่ชิ้นงานในสารละลายเป็นเวลา 28 วัน ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากขึ้นในทุกกลุ่มการทดลอง และทุกกลุ่มการทดลองส่วนใหญ่มีรูปแบบความเสียหายของวัสดุที่เกิดขึ้นทั้งสองส่วน (mixed failure) ในทุกช่วงเวลาทำการทดสอบ

**สรุปผล:** ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ซาไลน์ มีค่าน้อยกว่าเอ็มทีเอในทุกช่วงเวลา แต่เมื่อระยะเวลาในการบ่มสารนานขึ้น ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกจะมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญตามลำดับ

**คำสำคัญ:** กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีโมโนแคลเซียมซิลิเกตผสม เอ็มทีเอ ความแข็งแรงพันธะผลึกออก

\*ทันตแพทย์ชำนาญการ กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลเจริญกรุงประชารักษ์ ถนนเจริญกรุง แขวงบางคอกแหลม เขตบางคอกแหลม กทม. 10120

\*\*ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) ถนนฉลองกรุง กทม. 10520

\*\*\*อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กทม. 10110

# Push-Out Bond Strength of Glass Ionomer Cement Containing Monocalcium Silicate Compound

Ladda Kiatpanabhikul\* Punnama Siriphannon\*\* Jaruma Sakdee\*\*\*

## Abstract

**Objective:** This study compared the push-out bond strength of glass ionomer cement containing monocalcium silicate compound (GIC-CS) to mineral trioxide aggregate (MTA) after immersing in phosphate-buffered saline (PBS) for 3, 7 and 28 days.

**Material and methods:** Sixty extracted central incisor, the middle third of the roots were sectioned transversally 2 slices in order to obtain 2-mm-thick sections, one-hundred and twenty samples. The specimens were randomly divided into 4 groups as follows (n = 10) Group 1: GIC-CS immersed in PBS, Group 2: GIC-CS immersed in distill water, Group 3: MTA immersed in PBS and Group 4: MTA immersed in distill water. The samples were stored for 3, 7 and 28 days. The bond strengths were measured using a universal testing machine. Failure modes were examined with stereomicroscopy (40x). The data were analysed using One-way anova and Tukey's test ( $p < 0.05$ ). Failure mode categories were analyzed by descriptive analysis.

**Results:** Push-out bond strength of GIC-CS immersed in PBS and Distilled water were significantly lower than MTA at all incubation periods ( $p < 0.05$ ). Increasing the incubation time to 28 days resulted in a significant increase in bond strength of all groups. Failure mode was mainly mixed mode in all groups, at all incubation periods.

**Conclusion:** Push-out bond strength of GIC-CS immersed in PBS was significantly lower than MTA at all incubation periods, whereas increasing the incubation time resulted in a significant increase in bond strength respectively.

**Key words:** Glass ionomer cement containing monocalcium silicate compound (GIC-CS), MTA, Push-out bond strength

\*Dentist Professional Level, Dental Department, Charoenkrungpracharak Hospital, Charoenkrung Road, Bangkhorlaem District, Bangkhorlaem, Bangkok 10120

\*\*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

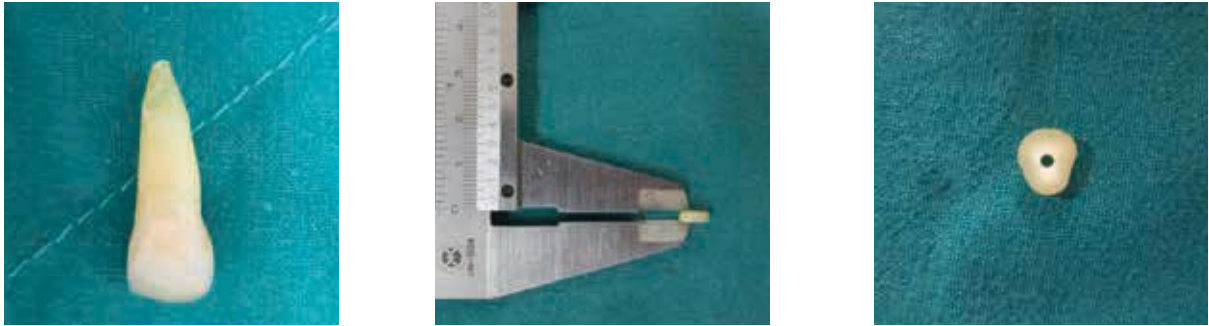
**บทนำ**

การเกิดอุบัติเหตุต่อฟันที่ปลายรากเจริญไม่สมบูรณ์ (immature tooth), การเกิดรอยทะลุบริเวณรากฟัน (root perforation) หรือความล้มเหลวในการรักษาคคลองรากฟันที่มีความซับซ้อน (complexity of root canal systems) ทำให้เกิดการเชื่อมต่อระหว่างคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรองรับรากฟัน (supporting tissue) หรือภายในช่องปากได้ ซึ่งหากไม่ได้รับการรักษาที่เหมาะสมและปิดผนึกให้สมบูรณ์แล้ว อาจส่งผลให้เกิดการปนเปื้อนของเชื้อระหว่างภายในและภายนอกคลองรากฟันและมีผลต่อความสำเร็จในการรักษาได้ [1] ดังนั้นวัสดุที่นำมาใช้ในการปิดผนึกในทางอุดมคติ ควรมีคุณสมบัติไม่เป็นพิษกับเซลล์ เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความคงตัว ใช้งานง่าย มีระยะเวลาการก่อตัวที่เร็ว และที่สำคัญมีความสามารถในการปิดผนึกที่ดี สามารถยึดเกาะผนังคลองรากฟันและยังคงอยู่ในตำแหน่งนั้นได้ภายใต้แรงจากการบดเคี้ยว หรือแรงจากการบูรณะฟัน [2,3]

มินิเออร์อัลไตรออกไซด์ แอ็กกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral Trioxide Aggregate, MTA) เป็นวัสดุที่ได้รับการยอมรับเพื่อใช้ในการผนึกทางติดต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรองรับรากฟัน<sup>4</sup> จึงถูกนำมาใช้ในทางคลินิกมากมาย เช่น ซ่อมรอยทะลุรากฟัน (repair perforation), เป็นวัสดุอุดอุดปลายรากฟัน (root end filling), เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน (apical plug) ใช้ในกระบวนการเหนี่ยวนำให้ปลายรากปิด (apexification) หรือเป็นวัสดุอุดคลองรากฟัน (root canal filling) ได้ [3,4] มีการศึกษาพบว่า เอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ เมื่ออยู่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน (phosphate-buffered saline, PBS) ซึ่งเป็นสารละลายที่มีไอออนใกล้เคียงกับของเหลวในร่างกายมนุษย์ได้ [5] โดยเอ็มทีเอจะปลดปล่อยแคลเซียมไอออนเพื่อไปทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไอออนในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน จึงทำให้เกิดชั้นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์คลุมที่ผิวหน้าของวัสดุและเนื้อฟัน และพบว่าเมื่อเอ็มทีเอแช่อยู่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน สามารถเพิ่มความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push-out bond strength) ได้ [6] แต่จากการศึกษาต่าง ๆ พบว่าเอ็มทีเอ มีข้อด้อย คือ ใช้งานค่อนข้างยาก มีระยะเวลาการก่อตัวนาน และมีราคาแพง

[7] จึงมีการศึกษามากมายที่พยายามทดสอบคุณสมบัติของสารชนิดอื่นที่มีคุณสมบัติในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ และมีความเข้ากันกับเนื้อเยื่อได้เช่นเดียวกับเอ็มทีเอ

โมโนแคลเซียมซิลิเกต (Monocalcium silicate/Wallastonite, CaSiO<sub>3</sub>, CS) เป็นสารในกลุ่มที่มีองค์ประกอบของแคลเซียมซิลิเกต ซึ่งเป็นวัสดุทางชีวภาพที่มีความสามารถในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้อย่างรวดเร็วหลังจากการแช่ในสารละลายที่จำลองสถานะของเหลวในร่างกาย (simulated body fluid, SBF) [8] และยังพบว่ามีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย [9] แต่เนื่องจากโมโนแคลเซียมซิลิเกตเป็นสารที่มีความเปราะ ไม่สามารถนำมาขึ้นรูปในลักษณะของซีเมนต์ได้เมื่อผสมกับน้ำกลั่น น้ำเกลือ หรือยาชา แต่สามารถขึ้นรูปได้ เมื่อผสมกับกรดโพลีอะคริลิก (polyacrylic acid)[10] ที่พบได้ในคีแทคโมลาร์อีซีมีกซ์ (Ketac™ Molar Easymix, 3M ESPE AG, Germany, RMGIC) โดยการศึกษาที่ผ่านมา [10-12] นำสารประกอบโมโนแคลเซียมซิลิเกตมาผสมรวมกับคีแทคโมลาร์อีซีมีกซ์ และเรียกสารประกอบนี้ว่าจีไอซีซีเอส (glass ionomer cement containing monocalcium silicate compound, GIC-CS) ผลการศึกษาพบว่ามีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย [10,11] วัสดุมีระยะเวลาการก่อตัวเร็วกว่าเอ็มทีเอ [12] สามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้ด้วยพันธะเคมี และสามารถสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้ [10,11] แต่ยังไม่มีการศึกษาใดที่ทำการศึกษาจีไอซีซีเอสถึงความสามารถในการยึดติด (adhesion) กับผนังคลองรากฟันเพื่อต้านทานการหลุดของวัสดุ (dislodgement) ด้วยการดูค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push-out bond strength) ซึ่งมีความสำคัญในการรองรับแรงและป้องกันการหลุดของวัสดุเมื่อมีการใช้งาน และเป็นการทดสอบหนึ่งที่ใช้วัดการรั่วซึมของวัสดุได้ และเมื่อจีไอซีซีเอสอยู่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน จะมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกต่อเนื้อฟันเช่นเดียวกับเอ็มทีเอหรือไม่ จึงเป็นที่มาของการศึกษานี้ โดยวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อทำการศึกษาจีไอซีซีเอสเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินต่อค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกต่อเนื้อฟันเปรียบเทียบกับเอ็มทีเอ



รูปที่ 1 แสดงการเตรียมฟันขึ้นตัวอย่างและตรวจสอบความหนาชิ้นงานด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์

Fig 1. A test sample and vernier caliper used to measure thickness.

### วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

เลือกใช้ฟันตัดหน้าบนรากเดียวของมนุษย์ จำนวน 60 ซี่ ที่มี 1 ราก 1 คลองรากฟัน และรากฟันไม่มีรอยผุหรือรอยร้าว โดยตัดส่วนตัวฟันออก และตัดฟันในส่วนกลางของรากฟัน (middle third of root) เป็นแผ่นในแนวอนนอกเป็น 2 แผ่น ให้ความหนาของรากฟันประมาณ 2.00 มิลลิเมตร ได้เป็นชิ้นงานจำนวน 120 ตัวอย่าง นำชิ้นงานที่เตรียมในแต่ละแผ่น มาสร้างช่องว่างของคลองรากฟัน (cavity space) โดยใช้เกตส์กลิดเดนดริลล์ (Gates-glidden drills) ขนาดเบอร์ 2 ถึง เบอร์ 5 เพื่อให้ได้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 1.3 มิลลิเมตร จากนั้นนำชิ้นงานในแต่ละแผ่นจุ่มในสารละลายเอ็ดทีเอ (EDTA) ความเข้มข้นร้อยละ 17 เป็นเวลา 3 นาที ตามด้วยสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์ (NaOCl) ความเข้มข้นร้อยละ 1 เป็นเวลา 3 นาที จากนั้นนำไปจุ่มในน้ำกลั่น (distilled water) และทำให้แห้ง ชิ้นงานที่ถูกรวบรวม (root section) จะถูกแบ่งออกเป็น 4 กลุ่มด้วยวิธีการแบบสุ่ม (n=10) โดยชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 คือ จีไอซีซีเอสในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาโลน, กลุ่มที่ 2 คือ จีไอซีซีเอสในน้ำกลั่น, กลุ่มที่ 3 คือ เอ็มทีเอในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาโลน และกลุ่มที่ 4 คือ เอ็มทีเอในน้ำกลั่น

การเตรียมสารกักจีไอซีซีเอส นำโมโนแคลเซียมซิลิเกต (เบต้าเฟส, CS) ผสมกับซีเมนต์โมลาร์อีซีซีเอ็ม (GIC) ในอัตราส่วน CS ร้อยละ 50 ต่อ GIC ร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก แล้วนำมาผสมกับกรดโพลีอะคริลิกที่พบได้ใน

ซีเมนต์โมลาร์อีซีซีเอ็ม ในอัตราส่วนผง 1 ส่วนต่อของเหลว 1 ส่วนโดยน้ำหนัก และไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot<sup>®</sup> MTA, Dentsply Tulsa dental, Tulsa, OK, USA) ผสมตามคำแนะนำของผู้ผลิตในอัตราส่วนผงต่อน้ำกลั่น 3 ต่อ 1

สารที่ใช้ในการทดสอบจะถูกผสมและใส่ในช่องว่างคลองรากฟันของชิ้นงานที่เตรียมไว้ โดยใช้เครื่องนำอะมัลกัม (amalgam carrier) และเครื่องมือกดอะมัลกัม (amalgam plugger) สำหรับเอ็มทีเอ ส่วนจีไอซีซีเอสใช้เครื่องมือเอ็นโดดอนติก เอ็กซ์พลอเรอร์ (endodontic explorer) ร่วมกับเครื่องมือกดอะมัลกัม จากนั้นนำชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 และ 3 แช่ในโฟมจัดดอกไม้ (floral foam) ในสภาวะที่มีสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาโลน 5 มิลลิลิตร และกลุ่มที่ 2 และ 4 แช่ในโฟมจัดดอกไม้ที่มีน้ำกลั่น 5 มิลลิลิตร โดยชิ้นงานในแต่ละกลุ่มจะถูกเก็บไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส (°C) เป็นเวลา 3 วัน 7 วันและ 28 วัน และทำการเปลี่ยนสารละลายทุก 5 วัน

จากนั้นทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine : EZ-L, Shimadzu scientific, Kyoto, Japan) ลงบนชิ้นงานที่มีวัสดุที่ใช้ทดสอบในแนวตั้ง (vertical force) ที่ความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที บันทึกค่าแรงกดที่มากที่สุดก่อนที่วัสดุจะมีการเคลื่อนหลุดออกจากผนังคลองรากฟันในหน่วยนิวตัน (Newtons, N) จากนั้นคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกดังนี้

$$\text{Push-out bond strength (MPa)} = \frac{\text{Maximum load (N)}}{\text{Adhesion area of root canal filling (mm}^2\text{)}}$$

- พื้นที่ยึดติดของวัสดุอุดคลองรากฟันกับผนังคลองรากฟัน =  $2\pi r \cdot h$  (โดย  $\pi$  คือ ค่าคงตัวของอาร์คิมิดีส เท่ากับ 3.142  $r$  คือ รัศมีเส้นรอบวง และ  $h$  คือ ความสูงของชิ้นงาน)
- วิเคราะห์รูปแบบความเสียหายของวัสดุ (Mode of bond failure) ภายใต้กล้องสเตอริโอไมโครสโคปด้วยกำลังขยาย 40 เท่า

**สถิติที่ใช้ทดสอบ**

วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติความแปรปรวนทางเดียวในแต่ละช่วงเวลา เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างวัสดุ และชนิดของสารละลาย และทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการทดสอบทีเคเอสดี (Tukey's HSD test) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และวิเคราะห์รูปแบบความเสียหายของวัสดุโดยการพรรณนา

**ผลการทดลอง**

สารในกลุ่มจีไอซีซีเอส เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน (PBS) และน้ำกลั่น (DW) มีความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ

ทางสถิติ ( $p>0.05$ ) ในทุกช่วงเวลา ส่วนกลุ่มเอ็มทีเอที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลิน ที่เวลา 3 วัน พบว่ามีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่ากลุ่มที่แช่ในน้ำกลั่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และที่เวลา 7 และ 28 วัน เอ็มทีเอมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินมากกว่าเมื่อแช่ในน้ำกลั่น แต่แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p>0.05$ ) ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกของสารในกลุ่มต่าง ๆ แสดงดังตารางที่ 1

เมื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุที่แช่ในสารละลายต่างชนิด พบว่ากลุ่ม เอ็มทีเอ ทั้งที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินและน้ำกลั่น มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่ากลุ่มจีไอซีซีเอสที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินและน้ำกลั่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p< 0.05$ ) ในทุกช่วงเวลาที่ทำกรทดสอบ แสดงดังรูปที่ 2

และค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของสารในกลุ่มต่าง ๆ เมื่อเปรียบเทียบที่ช่วงเวลาที่แตกต่างกัน พบว่าจีไอซีซีเอสและเอ็มทีเอทั้งที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินและน้ำกลั่น ที่ระยะเวลา 28 วัน มีค่าความแข็งแรง

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสและเอ็มทีเอ เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลินและน้ำกลั่น ที่เวลา 3 7 และ 28 วัน

Table 1. Data showed push-out bone strength of GIC-CS and MTA in phosphate buffer saline and distilled water at 3, 7 and 28 days.

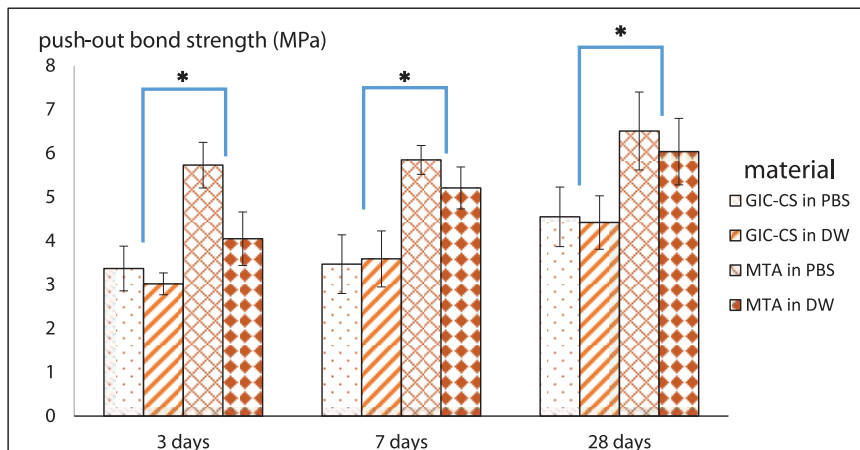
ชนิดสาร (กลุ่มละ 10 ตัวอย่าง)	ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (MPa)		
	3 วัน	7 วัน	28 วัน
1.GIC-CS in PBS	3.37±0.51	3.47±0.67	4.55±0.68
2.GIC-CS in DW	3.02±0.25	3.59±0.64	4.42±0.61
3.MTA in PBS	5.73±0.52 <sup>a</sup>	5.85±0.33	6.51±0.89
4.MTA in DW	4.05±0.61 <sup>a</sup>	5.21±0.48	6.04±0.76

<sup>a</sup> หมายถึง แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ  $p<0.05$

<sup>a</sup> Statistically significance  $p<0.05$

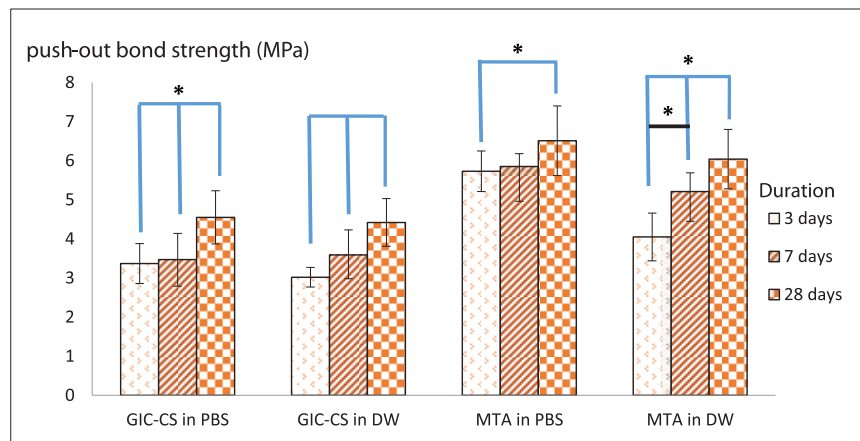
พันธะผลึกออกมากที่สุดและมากกว่าที่ช่วงเวลา 3 วัน และ 7 วัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) ยกเว้นในกลุ่ม เอ็มทีเอที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์ที่พบว่า ที่ระยะเวลา 28 วัน มีค่าแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับที่ระยะเวลา 7 วัน แต่โดยรวมแล้วพบว่า เมื่อระยะเวลาในการบ่มสารนานขึ้น ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกจะมีค่ามากขึ้นตามลำดับ แสดงดังรูปที่ 3

และรูปแบบความเสียหายของวัสดุ เมื่อดูภายใต้ กล้องสเตอริโอไมโครสโคปกำลังขยาย 40 เท่า พบว่าทั้ง กลุ่มเอ็มทีเอและจีไอซีซีเอส ส่วนใหญ่มีรูปแบบความเสียหายที่เกิดขึ้นทั้งสองส่วน (mixed failure) ในทุกช่วงเวลา ที่ทำการทดสอบ รองลงมาเป็นความเสียหายภายในเนื้อวัสดุ (cohesive) และความเสียหายระหว่างผิวสัมผัสของเนื้อ ฟันกับวัสดุ (adhesive) เกิดน้อยสุด แสดงดังตารางที่ 2 และลักษณะรูปแบบความเสียหายของวัสดุ แสดงดังรูปที่ 4



รูปที่ 2 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสและเอ็มทีเอ เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์และน้ำกลั่น ที่เวลา 3, 7 และ 28 วัน (\* = แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ  $p < 0.05$ )

Fig 2. Bar graph showed push-out bone strength of GIC-CS and MTA in phosphate buffer saline and distilled water at 3, 7 and 28 days (\*Statistically significance  $p < 0.05$ ).



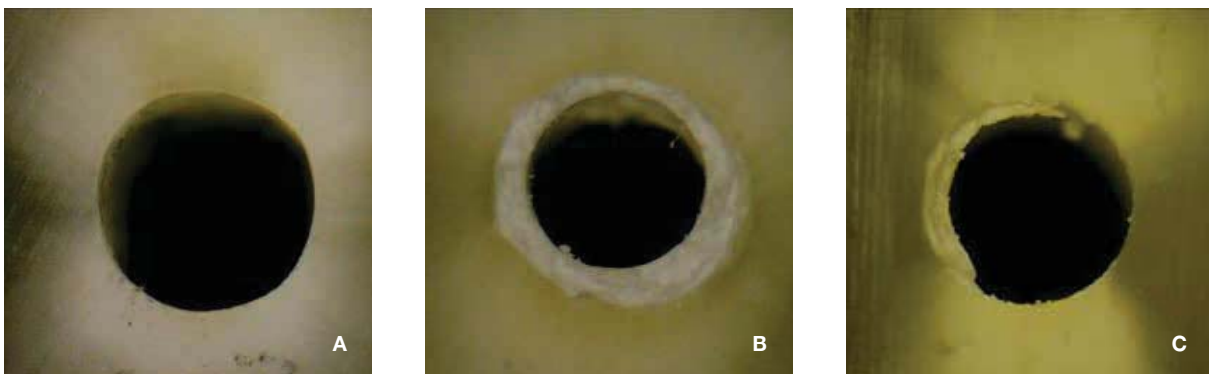
รูปที่ 3 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสและเอ็มทีเอ เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาไลน์และน้ำกลั่น โดยเปรียบเทียบที่ช่วงเวลาต่างกัน (\* = แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ  $p < 0.05$ )

Fig 3. Bar graph showed push-out bone strength of GIC-CS and MTA in phosphate buffer saline and distilled water at different time interval (\*Statistically significance  $p < 0.05$ ).

ตารางที่ 2 รูปแบบความเสียหายของวัสดุภายใต้กล้องสเตอริโอไมโครสโคปด้วยกำลังขยาย 40 เท่า

Table 2. Percentage of different type of mode of failures under stereomicroscope under x40.

Group (n=10)	Failure Modes (%)		
	3 days	7 days	28 days
MTA in PBS	A=0, C=30, M=70	A=0, C=20, M=80	A=0, C=30, M=70
MTA in DW	A=10, C=20, M=70	A=0, C=30, M=70	A=10, C=20, M=70
50% GIC-CS in PBS	A=10, C=30, M=60	A=10, C=20, M=70	A=10, C=20, M=70
50% GIC-CS in DW	A=10, C=20, M=70	A=0, C=20, M=80	A=0, C=20, M=80



รูปที่ 4 แสดงรูปแบบความเสียหายของวัสดุ (A) Adhesive failure เกิดความเสียหายระหว่างผิวสัมผัสของเนื้อฟันกับวัสดุ (B) Cohesive failure เกิดความเสียหายภายในเนื้อวัสดุ (C) Mixed failure เกิดความเสียหายทั้งสองส่วน เมื่อดูด้วยกล้องสเตอริโอไมโครสโคปกำลังขยาย 40 เท่า

Fig. 4 Types of failure (A) Adhesive failure found at interface of dentin and material (B) Cohesive failure found in material mass (C) Mixed failure found on both material & dentin: inspect with stereomicroscope at x40.

### บทวิจารณ์

การศึกษานี้พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอมทิเอในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนีมีค่ามากกว่าในน้ำกลั่นในทุกช่วงเวลา โดยพบว่าที่ระยะเวลา 3 วัน เอมทิเอในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนี ( $5.73 \pm 0.52$  MPa) มีค่ามากกว่าเอมทิเอในน้ำกลั่น ( $4.05 \pm 0.61$  MPa) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 1) โดยการศึกษาเลือกใช้สารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนี เพื่อจำลองสภาวะเนื้อเยื่อรอบรากฟัน เนื่องจากเป็นสารละลายที่มีอิออนใกล้เคียงกับของเหลวในร่างกายมนุษย์ (body fluid) [5] จากการศึกษาของ Reyes-Carmona และคณะในปี 2010 [6] ได้อธิบายว่าเมื่อเอมทิเอในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนีจะปลดปล่อยแคลเซียมอิออนเพื่อไปทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตอิออนในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนี

ชาโลนีนีกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์คลุมที่บริเวณพื้นผิวของวัสดุและเนื้อฟันลักษณะยื่นเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (tag-like structures) เกิดเป็นลักษณะพันธะทางเคมีระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน [2,5,6,13] และการศึกษาของ Martin และคณะในปี 2007 [14] ซึ่งเตรียมตัวอย่างโดยจำลองการอุดปลายรากฟัน (apical plug) ด้วยเอมทิเอ จากนั้นใช้สารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนี เป็นยาที่ใส่ในคลองรากฟันเป็นเวลา 4 สัปดาห์ พบว่าสามารถกระตุ้นให้เกิดการตกตะกอนของผลึกอะพาไทต์บริเวณพื้นผิวของวัสดุกับเนื้อฟันได้ ซึ่งช่วยทำให้เอมทิเอมีคุณสมบัติในการต้านทานการหลุดจากเนื้อฟันได้ และพบว่าสอดคล้องกับการศึกษาของ Almeida และคณะในปี 2014 [15] ที่พบว่าเมื่อเอมทิเอในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ชาโลนีนี

มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าเมื่อหุ้มด้วยสาลี เบียกซูปน้ำกลั่นในทุกช่วงเวลาเช่นเดียวกัน แต่ที่ช่วงเวลา 7 และ 28 วัน มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ อาจอธิบายได้จากการศึกษาที่ผ่านมา Reyes-Carmona และคณะในปี 2010 [13] ได้มีการเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอ เมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาไลน์ที่ระยะเวลา 60 วัน กับเอ็มทีเอที่หุ้มด้วยสาลี เบียกซูปน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 72 ชั่วโมง ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบในระยะเวลาที่แตกต่างกัน และที่ระยะเวลา 60 วัน อาจเกิดการสะสมตะกอนคาร์บอนเนต อะพาไทต์ (carbonated apatites) มากกว่าที่ระยะเวลา 28 วัน จึงทำให้มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน อีกทั้งในการศึกษาของ Reyes-Carmona และคณะในปี 2010 [13] และ Almeida และคณะในปี 2014 [15] มีการแช่ชิ้นงานในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาไลน์ทั้งชิ้นงาน ส่วนในน้ำกลั่นมีการหุ้มด้วยสาลี เบียกซูปน้ำกลั่น ซึ่งปริมาตรสารละลายที่ใช้มีความแตกต่างกันและมีเงื่อนไขที่ต่างกัน แต่การศึกษานี้จำลองให้เหมือนสภาวะในช่องปาก โดยการแช่ชิ้นงานในโพลีเมตริกเจล ทำให้วัสดุมีการสัมผัสสารละลายเพียงด้านเดียว และสารที่ต้องการทดสอบแช่ในสารละลายที่มีปริมาตรเท่ากัน และภายใต้เงื่อนไขเดียวกัน

สำหรับจีไอซีซีเอส พบว่ามีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาไลน์ ไม่แตกต่างจากการแช่ในน้ำกลั่นในทุกช่วงเวลา อาจเป็นไปได้ว่าเนื่องจากชิ้นงานมีการสัมผัสกับสารละลายเพียงด้านเดียว จึงอาจยังไม่เกิดการสะสมแร่ธาตุและเกิดการก่อตัวเป็นชั้นอะมอร์ฟัสแคลเซียมฟอสเฟต (amorphous calcium phosphate) ได้เหมือนการศึกษาก่อนหน้านี้ของ Sangsawatpong และคณะในปี 2013 [10] ซึ่งเป็นการแช่ชิ้นงานในสารละลายที่จำลองสภาวะของเหลวในร่างกายทั้งชิ้นงาน และพบว่าจีไอซีซีเอสทั้งที่แช่ในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ชาไลน์และน้ำกลั่น มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเอ็มทีเอในทุกช่วงเวลา อาจเกิดจากการศึกษานี้ได้มีการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของส่วนผงและของเหลวของจีไอซีซีเอส จากการศึกษาที่ผ่านมา [10-12] เนื่องจากสารโมโนแคลเซียมซิลิเกตที่นำมาใช้

ในการทดสอบได้จากการเตรียมสารต่างรอบกัน และขนาดอนุภาคของสารที่นำมาใช้ในการทดสอบมีขนาดที่แตกต่างกัน (ขนาด 63 ไมครอน กับขนาด 45 ไมครอน) เมื่อผสมในอัตราส่วนเดิม (2.73:1) จะได้สารที่มีลักษณะร่วน ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน ผู้วิจัยจึงได้ทำการทดลองผสมในอัตราส่วนใหม่และพบว่าที่อัตราส่วนของส่วนผงต่อของเหลวเท่ากับ 1 ต่อ 1 พบว่าสามารถปั้นขึ้นรูปและใช้งานได้ง่าย จึงนำมาใช้งานในทางคลินิกได้ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014 [16] แนะนำว่าควรปรับอัตราส่วนของส่วนผงต่อของเหลวของจีไอซีซีเอสให้มีความชื้นที่เหมาะสม เพื่อให้วัสดุมีความสามารถในการไหลแผ่ที่ดีขึ้นและส่งผลให้มีความแนบสนิทที่ดีด้วย แต่จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเมื่ออัตราส่วนของส่วนผงลดลง มีผลทำให้คุณสมบัติทางกลของสารลดลงด้วย ดังเช่นการศึกษาของ Fleming และคณะในปี 2003 [17] พบว่าเมื่ออัตราส่วนของผงต่อของเหลวของกลาสไอโอไอโนเมอร์ซีเมนต์ลดลง จะพบค่าความแข็งแรงกด (compressive strength) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และผลจากการศึกษานี้สอดคล้องไปในทางเดียวกับการศึกษาของ Pothiraksanont และคณะในปี 2013 [12] ที่ทดสอบค่าความแข็งแรงกดของวัสดุเมื่อแช่ในน้ำกลั่น พบว่าจีไอซีซีเอส ที่อัตราส่วน GIC ร้อยละ 50 ต่อ CS ร้อยละ 50 มีค่าความแข็งแรงกดน้อยกว่าเอ็มทีเอที่ระยะเวลาในการแช่สารละลาย 21 และ 28 วันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อระยะเวลาในการแช่สารละลายมากขึ้น เอ็มทีเอและจีไอซีซีเอสมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกเพิ่มขึ้นตามลำดับ โดยพบว่าที่เวลา 28 วัน มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าที่ระยะเวลา 3 วัน และ 7 วันอย่างมีนัยสำคัญ (ดังรูปที่ 3) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Gancedo-Caravia และ Garcia ในปี 2006 [18] และการศึกษาของ VanderWeele และคณะในปี 2006 [19] ที่พบว่าเมื่อระยะเวลาในการแช่วัสดุในสารละลายนานขึ้น ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกจะมีค่ามากขึ้นตามลำดับ นอกจากนี้เมื่อ เอ็มทีเอผสมกับน้ำจะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันเกิดการดูดน้ำ ทำให้เอ็มทีเอเกิดการขยายตัวระหว่างวัสดุตามกระบวนการแข็งตัวของสาร จึงทำให้เอ็มทีเอ



มีความแนบสนิทที่ดี และส่งผลให้มีคุณสมบัติในการรองรับแรงที่มากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป [20] และสอดคล้องกับการศึกษาของ Hovichitr และคณะในปี 2014 [16] พบว่าเมื่อจีไอซีซีเอสแซในสารละลายที่จำลองสภาวะของเหลวในร่างกายนานขึ้น ช่องว่าง (gap) ระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันมีแนวโน้มลดลง ซึ่งแสดงถึงความแนบสนิทของวัสดุและผนังคลองรากฟันที่ดีขึ้น จึงอาจส่งผลให้จีไอซีซีเอสมีคุณสมบัติในการต้านทานการหลุดได้มากขึ้นเมื่อระยะเวลาการแช่สารละลายมากขึ้น

การศึกษานี้ทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push out test) เป็นวิธีที่มักใช้ในการทดสอบความสามารถในการยึดติดของวัสดุบูรณะในคลองรากฟัน โดยการศึกษานี้ได้จำลองความหนาของชั้นงานที่ 2 มิลลิเมตร โดยอ้างอิงจากการศึกษาของ Reyes-Carmona และคณะในปี 2010 [13] และ Almeida และคณะในปี 2013 [15] ซึ่งได้ทดสอบคุณสมบัติการต้านทานการหลุดของวัสดุต่าง ๆ เปรียบเทียบกับเอ็มทีเอเช่นเดียวกัน และมีการศึกษาพบว่า การจำลองความหนาของชั้นงานที่น้อยจะทำให้เกิดพื้นที่การเสียดสี (friction) ที่ต่ำกว่าและมีโอกาสเกิดการประเิมผลที่ผิดพลาดได้น้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับชั้นงานที่มีความหนามากกว่า [21]

ในด้านรูปแบบความเสียหายของวัสดุหลังจากที่ทำการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของจีไอซีซีเอสและเอ็มทีเอ พบว่าส่วนใหญ่มีรูปแบบความเสียหายที่เกิดขึ้นทั้งสองส่วน (mixed failure) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Shokouhinejad และคณะในปี 2013 [22] ซึ่งรูปแบบความเสียหายของวัสดุสามารถเชื่อมโยงและบ่งบอกถึงพันธะการยึด

ติดระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันได้เช่นกัน โดยหากวัสดุมีพันธะการยึดติดกับผนังคลองรากฟันไม่ดี มักจะเกิดความเสียหายระหว่างผิวสัมผัสของเนื้อฟันกับวัสดุ และหากวัสดุมีพันธะการยึดติดกับผนังคลองรากฟันดี จะเกิดความเสียหายภายในเนื้อวัสดุ ซึ่งผลการทดลองพบว่าจีไอซีซีเอส ส่วนใหญ่มีรูปแบบความเสียหายเกิดขึ้นทั้งสองส่วน เช่นเดียวกับเอ็มทีเอ รองลงมาเป็นความเสียหายภายในเนื้อวัสดุ ส่วนความเสียหายระหว่างผิวสัมผัสของเนื้อฟันกับวัสดุ เกิดน้อยสุด (ตารางที่ 2) แสดงให้เห็นว่าพันธะยึดติดของจีไอซีซีเอสกับผนังคลองรากฟันมีแนวโน้มค่อนข้างดี แต่ทั้งนี้ควรมีการควบคุมในระหว่างการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push out test) ให้แท่งโลหะกดลงมาบนเนื้อวัสดุ เพื่อไม่ให้เกิดข้อผิดพลาดจากการที่แท่งโลหะสัมผัสโดนเนื้อฟันก่อนที่วัสดุจะหลุดจากผนังคลองรากฟัน

จากผลการศึกษาแม้ว่าจีไอซีซีเอส จะมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกน้อยกว่าเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ในความเป็นจริงการนำมาใช้ในทางคลินิกอาจมีปัจจัยอื่นๆ เข้ามาเกี่ยวข้องร่วมด้วย จากคุณสมบัติของจีไอซีซีเอส มีข้อดีในแง่การนำมาใช้งานได้ง่าย และมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เป็นประโยชน์ต่อการนำมาใช้งานทางคลินิก ดังนั้นการศึกษาในอนาคตอาจต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงคุณสมบัติในการปิดผนึกของจีไอซีซีเอส โดยการทดสอบการรั่วซึมของสารหรืออาจมีการปรับปรุงคุณสมบัติของสาร โดยการปรับอัตราส่วนของส่วนผงต่อของเหลวในอัตราส่วนต่าง ๆ เพื่อให้มีคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้นรวมกับการมีคุณสมบัติทางชีวภาพที่ดี และน่าจะนำมาพัฒนาคุณสมบัติด้านอื่น ๆ เพื่อใช้งานเอ็นโดดอนติกส์ต่อไปในอนาคต

**เอกสารอ้างอิง**

1. Tsesis I & Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endod Topics* 2006; 13(1): 95-107.
2. Reyes-Carmona JF, Felipe MS & Felipe WT. Biomineralization ability and interaction mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate con-taining fluid. *J Endod* 2009; 35(5): 731-736.
3. Parirokh M & Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review - part I: chemical, physical, and anti-bacterial properties. *J Endod* 2010; 36(3): 400-413.
4. Torabinejad M & Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999; 25(3): 197-205.
5. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R & Kawashima I. Physiochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005; 31(2): 97-100.
6. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. A phosphate-buffered saline intracanal dressing improves the bio-mineralization ability of mineral trioxide aggregate apical plugs. *J Endod* 2010; 36(10): 1648-1652.
7. Islam I, Chng HK & Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *J Endod* 2006; 32(3): 193-197.
8. Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K & Hayashi S. Formation of hydroxyapatite on CaSiO<sub>3</sub> powders in simulated body fluid. *J Eur Ceram Soc* 2002; 22(4): 511-520.
9. Ni S, Chang J, Chou L & Zhai W. Comparison of osteoblast-like cell responses to calcium silicate and tricalcium phosphate ceramics in vitro. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2007; 80B(1): 174-183.
10. Sangsawatpong W, Sakdee J & Siriphannon P. Bioactivity and biocompatibility of glass ionomer cement added with monocalcium silicate at various ratios. (Master of science). Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry. Bangkok: Srinakarinwirot University; Oct 2013.
11. Chaisinghanuae P, Siriphannon P, Tungjit N, Wimonchit S & Sakdee J. Cytotoxicity of glass ionomer cement containing monocalcium silicate compound comparing with white ProRoot<sup>®</sup> MTA and Ketac<sup>TM</sup> molar on human pulp cells. *M Dent J* 2014; 34(2): 144-156.
12. Pothiraksanont S, Sakdee J & Siriphannon P. A comparative study of physical properties of GIC containing  $\beta$ -monocalcium silicate to mineral trioxide aggregate (MTA) (Master of science). Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry. Bangkok: Srinakarinwirot University; 2013.
13. Reyes-Carmona JF, Felipe MCS & Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod* 2010; 36(2): 286-291.
14. Martin RL, Monticelli F, Brackett WW, Loushine RJ, Rockman RA, Ferrari M, Pashley DH & Tay FR. 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.

15. de Almeida J, Felipe MC, Bortoluzzi EA, Teixeira CS, Felipe WT. Influence of the exposure of MTA with and without calcium chloride to phosphate-buffered saline on the push-out bond strength to dentine. *Int Endod J* 2013; 47(5): 449-453.

16. Hovichitr P, Siriphannon P, Wimonchit S & Sakdee J. Sealing ability and bacterial leakage of glass ionomer cement containing monocalcium silicate (Master of science). Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry. Bangkok: Srinakharinwirot University; 2014.

17. Fleming GJ, Farooq AA & Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials* 2003; 24(23): 4173-4179.

18. Gancedo-Caravia L & Garcia BE. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod* 2006; 32(9): 894-896.

19. VanderWeele RA, Schwartz SA & Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod* 2006; 16(1): 421-424.

20. Bozeman TB, Lemon RR & Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod* 2006; 32(5): 425-428.

21. Pereira JR, Rosa RA, Só MV, Afonso D, Kuga MC, Honório HM, et al. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci* 2014; 22(5): 390-396.

22. Shokouhinejad N, Razmi H, Nekoofar MH, Sajadi S, Dummer PM & Khoshkhounejad M. Push-out bond strength of Bioceramic Materials in a synthetic tissue fluid. *J Dent (Tehran, Iran)* 2013; 10(6): 540-554.

**ติดต่อขอความ:**

อ.ทพญ.ดร. จารุมา ศักดิ์ดี

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