

ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด

ปิยะนาถ ทนุก¹ จารุมา ศักดิ์สี¹ กุลนันท์ คำรงวุฒิ^{1,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการปนเปื้อนเลือดต่อระยะเวลาการก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ โดยแบ่งกลุ่มวัสดุแต่ละชนิดออกเป็น 2 กลุ่ม คือกลุ่มปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด ในกลุ่มปนเปื้อนเลือดทำการเคลือบเลือดบริเวณด้านในของแม่พิมพ์และใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์ จากนั้นเกลี่ยเลือดที่ด้านบนผิววัสดุและห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาด ส่วนกลุ่มไม่ปนเปื้อนเลือดเมื่อใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์แล้วจึงห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดจนถึงระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จากนั้นทดสอบระยะเวลาการก่อตัวด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ จนทั่วทุกไม่สามารถสร้างรอยกดอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิว ในขณะที่ความต้านทานการชะล้างทดสอบด้วยวิธี Metered spray testing โดยคำนวณร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง วิเคราะห์ข้อมูลโดยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและการทดสอบซีเค ผลการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งสามชนิดมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อปนเปื้อนเลือด โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวนานที่สุด ซึ่งนานกว่าไบโอเดนทีนและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ สำหรับความต้านทานการชะล้างพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด จากการศึกษาสรุปได้ว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามชนิดมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดเมื่อไม่ปนเปื้อนเลือดและลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ส่วนไบโอเดนทีนมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดขณะไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับเพิ่มขึ้นเมื่อมีการปนเปื้อนเลือด

คำไชรหัส : การปนเปื้อนเลือด/ระยะเวลาการก่อตัว/ ความต้านทานการชะล้าง/ โปรรูทเอ็มทีเอ/ไบโอเดนทีน/ เรโทรเอ็มทีเอ/ แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Received: Dec 05, 2023

Revised: Apr 02, 2024

Accepted: Apr 02, 2024

บทนำ

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) เป็นวัสดุไบโอเซรามิกส์ (Bioceramics) มีการนำมาใช้ในทางเอ็นโดดอนติกส์เป็นครั้งแรกในรูปแบบของมินเอร์ลไตรออกไซด์แอกกรีเกตหรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate ; MTA) เพื่อใช้เป็นวัสดุปิดทางเชื่อมต่อระหว่างระบบคลองรากฟันและช่องปาก เช่น ใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันในงานสัลยกรรมปลายรากฟัน และใช้ซ่อมแซมรูทะลุบริเวณรากฟัน และง่ามรากฟัน (Root perforations)¹ เป็นต้น โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRootMTA[®], Dentsply Tulsa, OK, USA) มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับคุณสมบัติในอุดมคติของซีเมนต์หลายประการ แต่ยังคงมีข้อด้อยสำคัญ คือ ระยะเวลาการก่อตัว (Setting time) นาน โดยมีระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้น (Initial setting time) 165

นาที่² และระยะเวลาการก่อตัวสุดท้าย (Final setting time) 228.33-279 นาที่^{3,4} ส่งผลให้เกิดปัญหาในการใช้งานทางคลินิกเนื่องจากวัสดุคงรูปร่างได้ต่ำในช่วงที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ซึ่งอาจทำให้เกิดการรั่วซึมและแตกหักของซีเมนต์⁵ รวมถึงเพิ่มโอกาสเกิดการถูกชะล้างออกจากพื้นที่ทำงานเมื่อสัมผัสกับเลือดหรือของเหลวอื่น ๆ⁶ นอกจากนี้ยังควบคุมการใช้งานได้ยาก และทำให้ฟันเปลี่ยนสี

ในปัจจุบันมีการพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับโปรรูทเอ็มทีเอ ได้แก่ไบโอเดนทีน (Biodentine[™], Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France) และเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA[®], BioMTA, Seoul, Korea) ไบโอเดนทีนมีส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับ โปรรูทเอ็มทีเอแต่มีการ

¹ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

* ผู้ประพันธ์บทความ

เติมแคลเซียมคลอไรด์ (Calcium chloride; CaCl_2) ในส่วนของเหลวเพื่อเร่งปฏิกิริยาก่อตัว ทำให้มีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 10-12 นาที⁷ และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 45-85.66 นาที^{3,8} ส่วนเรโทรเอมที่เอ ประกอบด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate) ซึ่งมีอนุภาคเล็ก เป็นองค์ประกอบหลัก ทำให้มีพื้นที่ผิวสัมผัสกับน้ำมากขึ้นจึงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน (Hydration reaction) เร็วขึ้น โดยมีระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้น 3 นาที⁹ และระยะเวลาก่อตัวสุดท้าย 18.1 นาที⁴

เนื่องจากคุณสมบัติที่ดีของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์¹⁰ จึงมีการนำมาใช้ในทางเอ็นโดคอนติคัลอย่างหลากหลาย การใช้งานในทางคลินิกแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีโอกาสมัสมักับเลือดได้บ่อยครั้ง การปนเปื้อนเลือดระหว่างขั้นตอนการใส่วัสดุหรือหลังจากใส่วัสดุแล้ว ทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของซีเมนต์หลายประการ¹¹ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้เอมที่เอและไบโอเคนทีนมีระยะเวลาก่อตัวมากขึ้น^{12,13} รวมไปถึงหากซีเมนต์สัมผัสกับเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ (Tissue fluid) ในช่วงที่ก่อตัวไม่สมบูรณ์วัสดุจะถูกชะล้างออกไปจากบริเวณที่รักษา¹⁴ ทำให้ความแนบสนิทของซีเมนต์กับผนังคลองรากฟันลดลง เกิดเป็นช่องว่างติดต่อยาระหว่างระบบคลองรากฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน ในทางตรงกันข้ามหากวัสดุมีการก่อตัวเร็วขึ้นโดยก่อตัวก่อนการสัมผัสเลือดหรือสารน้ำเนื้อเยื่อ จะช่วยลดการชะล้างของวัสดุได้¹⁵ เกิดความแนบสนิทและคุณสมบัติที่ดีของวัสดุ ซึ่งโปรรูทเอมที่เอมีระยะเวลาก่อตัวนาน จึงมีโอกาสดูถูกชะล้างออกไปในระหว่างที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้¹⁶

การปนเปื้อนเลือดของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ส่งผลให้คุณสมบัติของวัสดุเปลี่ยนแปลงไป^{11,12,17} ซึ่งคุณสมบัติด้านระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้างของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เมื่อมีการปนเปื้อนเลือดยังมีการศึกษาน้อย อีกทั้งไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างของไบโอเคนทีนและเรโทรเอมที่เอจึงเป็นที่น่าสนใจว่าเมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดของโปรรูทเอมที่เอไบโอเคนทีน และเรโทรเอมที่เอ จะมีผลทำให้คุณสมบัติดังกล่าวของซีเมนต์เปลี่ยนแปลงไปหรือไม่ โดยคาดหวังว่าผลการศึกษานี้จะเป็นแนวทางการเลือกใช้วัสดุเมื่ออยู่ในสถานการณ์ที่หลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดได้ยาก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมวัสดุ

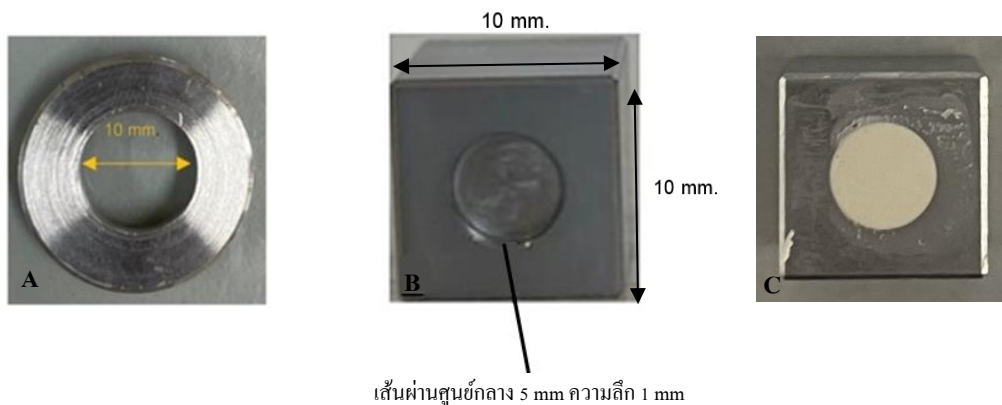
คำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างด้วยโปรแกรม G*power เวอร์ชัน 3.1.9.2 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (Effect size) จากงานวิจัยที่คล้ายคลึงกันของ Formosa และคณะ¹⁸ ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 5 โดยการศึกษาครั้งนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ สถาบันยุทธศาสตร์ทางปัญญาและการวิจัยมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC-303/2565X ทำการเตรียมและผสมวัสดุตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต โดยศึกษาในวัสดุ 3 ชนิด ได้แก่ โปรรูทเอมที่เอไบโอเคนทีน และเรโทรเอมที่เอ ชนิดละ 20 ชิ้นงาน แบ่งเป็นการทดสอบระยะเวลาก่อตัว วัสดุละ 10 ชิ้นงาน และการทดสอบความต้านทานการชะล้าง วัสดุละ 10 ชิ้นงาน โดยในแต่ละการทดสอบแบ่งกลุ่มย่อยเป็นกลุ่มปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด จำนวน 5 ชิ้นงานต่อชนิดของวัสดุ เลือดที่ใช้ในการทดสอบเป็นเลือดจากผู้วิจัย โดยใช้เลือดครบส่วนแบบสดใหม่ (Fresh whole blood) ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบของเลือด และไม่ใส่สารกันเลือดแข็งตัว ซึ่งเลือดที่ได้จะถูกนำไปใช้ในการทดสอบทันทีหลังจากเก็บเลือดเสร็จ

การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

ระยะเวลาก่อตัวของซีเมนต์ถูกทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอ 9917-1:2007 โดยกลุ่มไม่ปนเปื้อนเลือดนำวัสดุที่ผสมเสร็จแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะไร้สนิมทรงกระบอกปลายเปิด (เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร สูง 2 มิลลิเมตร) (รูปที่ 1) ห่อชิ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดจนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัว ส่วนกลุ่มปนเปื้อนเลือดใช้กระบอกฉีด (Syringe) ขนาด 1 มิลลิลิตร ฉีดเลือด 0.2 มิลลิลิตรผ่านเข็มฉีดยาขนาด 25 (Irrigation needle 25-gauge) ลงตรงกลางแม่พิมพ์ ปลดปล่อยทิ้งไว้ 20 วินาที จากนั้นดูดออกแล้วใช้ลูกยางเป่าลม (Rubber blower) เป่าออก 1 ครั้ง สังเกตเห็นว่ามีเลือดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน¹⁹ ผสมวัสดุตามบริษัทผู้ผลิตกำหนดและใส่วัสดุลงในแม่พิมพ์จนแน่นเต็มด้วยแรงที่เบา ฉีดเลือดปริมาตร 0.1 มิลลิลิตรเคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้ง ปลดปล่อยทิ้งไว้ 20 วินาทีแล้วดูดออก สังเกตเห็นมีเลือดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ นำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อชิ้นงานไว้จนถึงระยะเวลาก่อตัวเริ่มต้นของวัสดุแต่ละชนิด จึงเริ่มนำไปทดสอบระยะเวลาก่อตัวสุดท้ายด้วยเครื่อง

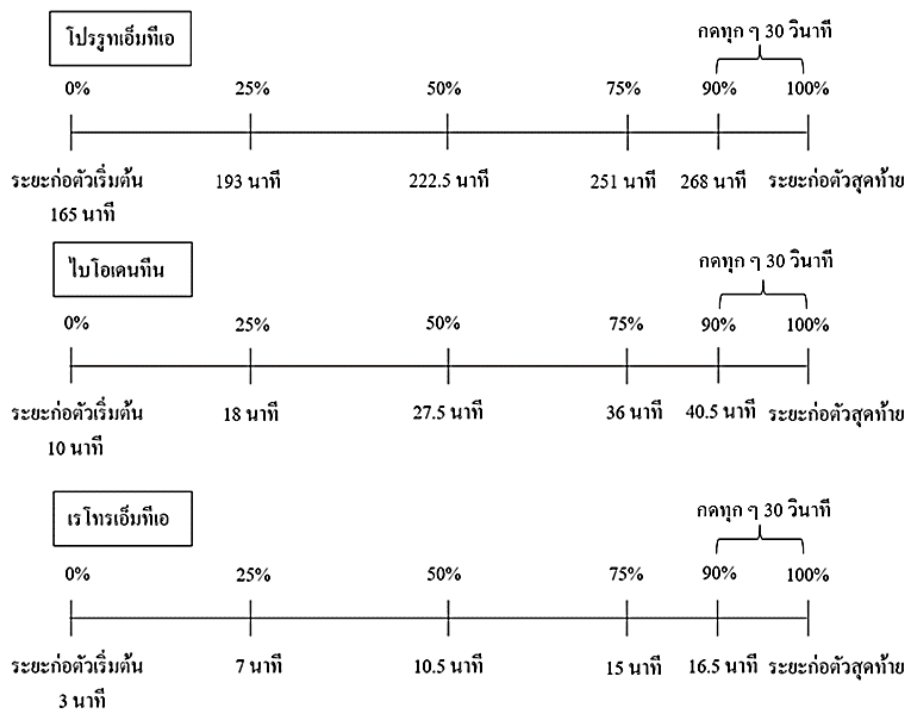
ทดสอบบนเครื่องทดสอบแรงดึง (Universal testing machine) โดยกดเป็นช่วงระยะเวลาที่เท่ากันในวัสดุทั้ง 3 ชนิด เนื่องจากวัสดุแต่ละชนิดมีระยะเวลาที่เท่ากันไม่เท่ากัน จึงพิจารณาเริ่มกดที่ระยะเวลาต่างกัน โดยจะเริ่มกดที่เวลาร้อยละ 90 ของระยะเวลาที่กดวัสดุสุดท้ายของแต่ละวัสดุ (รูปที่ 2) ซึ่งช่วงเวลานี้ได้มาจากการศึกษานำร่อง (Pilot study) ทำการกดด้วยหัวกดปลายเข็มแบนเรียบเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 ± 0.1 มิลลิเมตร

น้ำหนัก 400 ± 5 กรัม กดลงบนพื้นผิวของวัสดุค้างไว้ 5 วินาที แล้วเปลี่ยนตำแหน่ง กดอย่างสุ่มจากรอบนอกในทิศทางตามเข็มนาฬิกา กดทุก ๆ 30 วินาทีจนพบเส้นรอบวงของรอยกดไม่เป็นวงกลมสมบูรณ์เป็นครั้งแรก บันทึกระยะเวลาที่กดวัสดุของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งเป็นระยะเวลาเริ่มตั้งแต่ผสมซีเมนต์จนถึงระยะเวลาที่หัวกดไม่สามารถสร้างรอยกดลักษณะวงกลมอย่างสมบูรณ์บนพื้นผิวซีเมนต์²⁰



รูปที่ 1 (A) แม่พิมพ์การทดสอบระยะเวลาก่อตัว (B) แม่พิมพ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (C) การเตรียมชิ้นงานสำหรับทดสอบความต้านทานการชะล้าง

Figure 1 (A) Mold for setting time testing (B) Mold for washout resistance testing (C) Preparation of material specimen for washout resistance testing



รูปที่ 2 ช่วงเวลาการกดของวัสดุ

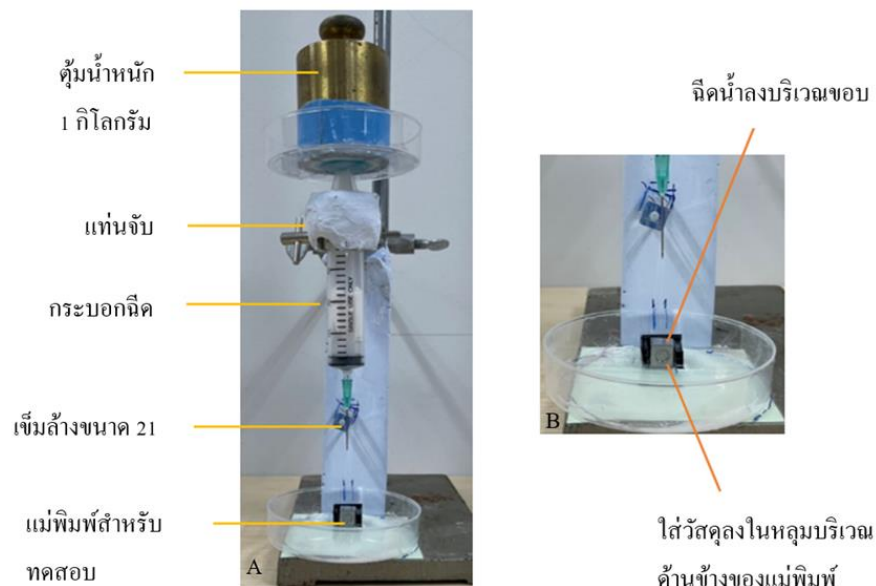
Figure 2 Indentation period of the materials

การทดสอบความต้านทานการชะล้าง

ในกลุ่มไม้แป้นแป้นเนื้อแข็งให้นำวัสดุที่ได้รับการผสมแล้วใส่ลงในแม่พิมพ์โลหะไร้สนิมทรงลูกบาศก์ (ความกว้าง 10 มิลลิเมตร ความยาว 10 มิลลิเมตร ความสูง 10 มิลลิเมตร ที่มีหลุมใส่วัสดุเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 5 มิลลิเมตร และความลึก 1 มิลลิเมตร) (รูปที่ 1) จนแน่นเต็ม¹⁸ ห่อขึ้นงานด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาด 1 นาที ก่อนนำมาทดสอบความต้านทานการชะล้าง ส่วนกลุ่มแป้นแป้นเนื้อแข็งใช้กระบอกฉีดขนาด 1 มิลลิลิตร ร่วมกับเข็มฉีดยาขนาด 25 หยดฉีดลงตรงกลางแม่พิมพ์ 1 หยด ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วเป่าออก 1 ครั้งโดยลูกยางเป่าลม สังเกตเห็นว่าไม่มีเลือดติดอยู่บริเวณผนังของแม่พิมพ์ด้านใน จากนั้นใส่วัสดุที่ผสมแล้วลงไปจนแน่นเต็มหยดเลือด 1 หยด เคลือบพื้นผิวด้านบนของวัสดุอีกครั้ง ปล่อยให้ทิ้งไว้ 20 วินาที แล้วดูดออกโดยใช้กระบอกฉีดบรรจุเข็มขนาด 25 ให้มีเลือดเคลือบที่พื้นผิววัสดุ นำผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดห่อขึ้นงานไว้ 1 นาที นำมาทดสอบความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing¹⁸ ใช้แทนจับยึดกับกระบอกฉีดขนาด 20 มิลลิลิตรกับเข็มฉีดยาขนาด 21 ซึ่งบรรจุน้ำกลั่น 10 มิลลิลิตร วางคัมมน้ำหนัก 1 กิโลกรัมด้านบน

กระบอกฉีดเพื่อทำให้น้ำกลั่นไหลผ่านผิวของวัสดุจนหมดจากกระบอกฉีดภายในระยะเวลา 15 ± 1 วินาที กำหนดระยะห่างระหว่างขอบแม่พิมพ์และปลายเข็มฉีดยาเท่ากับ 35 ± 1 มิลลิเมตร¹⁸ (รูปที่ 3) โดยค่าความต้านทานการชะล้างคือร้อยละมวลของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงไป ได้จากการชั่งน้ำหนักวัสดุก่อนและหลังทดสอบ แล้วนำมาคำนวณเป็นร้อยละมวลที่เปลี่ยนแปลง หากน้ำหนักของวัสดุเปลี่ยนแปลงมากแสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างต่ำ แต่ในทางกลับกันหากน้ำหนักของวัสดุเปลี่ยนแปลงน้อยแสดงถึงวัสดุมีความต้านทานการชะล้างสูง

นำข้อมูลที่ได้มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยการทดสอบชาปิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk Test) จากนั้นเปรียบเทียบระยะเวลาก่อตัวและค่าความต้านทานการชะล้างของแต่ละกลุ่มทดลองด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) ร่วมกับทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติซิดาค (Sidak test) กำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ $p < 0.05$



รูปที่ 3 (A) แบบจำลองอุปกรณ์การทดสอบความต้านทานการชะล้าง (B) วิธีการฉีดน้ำลงบนแม่พิมพ์
Figure 3 (A) Experimental set-up for washout resistance test (B) Water spray onto the mold

ผล

การทดสอบระยะเวลาก่อตัว

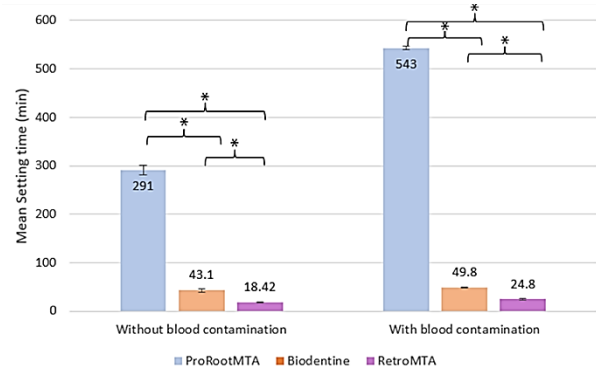
ผลการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งสามมีระยะเวลาก่อตัวแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งในสภาวะปนเปื้อนเลือดและไม่ปนเปื้อนเลือด โดยในทั้งสองสภาวะโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวสูงที่สุด (ไม่ปนเปื้อนเลือด 291 นาที และปนเปื้อนเลือด 543 นาที) สูงกว่าไบโอเดนทิน (ไม่ปนเปื้อนเลือด 43.1 นาที และปนเปื้อนเลือด 49.8 นาที) และเรโทรเอ็มทีเอ (ไม่ปนเปื้อนเลือด 18.42 นาที และปนเปื้อนเลือด 24.8 นาที) อย่างมีนัยสำคัญ (รูปที่ 4)

เมื่อพิจารณาปัจจัยการปนเปื้อนเลือดพบว่า การปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ระยะเวลาก่อตัวของวัสดุทั้งสามชนิดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสภาวะไม่ปนเปื้อนเลือด (รูปที่ 4)

การทดสอบความต้านทานการชะล้าง

ผลการศึกษาพบว่าวัสดุแต่ละชนิดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกัน ในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนทิน และเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 45.15 ร้อยละ 90.98 และร้อยละ 52.18 ตามลำดับ และในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้าง ร้อยละ 72.41 ร้อยละ 80.34 และร้อยละ 86.96 ตามลำดับ ในสภาวะไม่ปนเปื้อนเลือดไบโอเดนทินมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แต่โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนในสภาวะปนเปื้อนเลือดพบว่าเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างสูงที่สุด โดยมีค่าสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ รองลงมาคือไบโอเดนทินมีค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างสูงที่สุดทั้งในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด ส่วนไบโอเดนทินมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดในสภาวะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด และเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด (รูปที่ 5)

เมื่อพิจารณาปัจจัยการปนเปื้อนเลือดพบว่าส่งผลให้ค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดเปลี่ยนแปลงไป โดยเมื่อโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีการปนเปื้อนเลือดจะส่งผลให้ร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างเพิ่มขึ้น ส่วนไบโอเดนทินมีค่าร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง (รูปที่ 5)

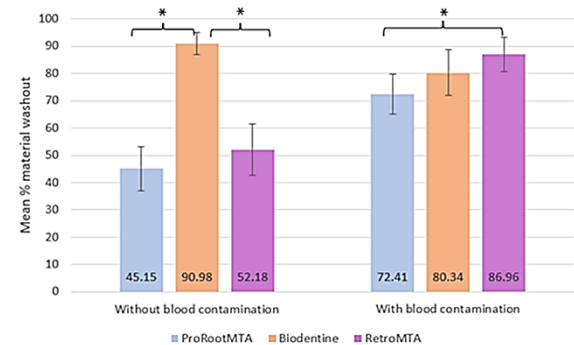


* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

* Statistically significant difference ($p < 0.05$)

รูปที่ 4 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะเวลาก่อตัวของวัสดุ

Figure 4 Bar chart showed the means setting time



* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

* Statistically significant difference ($p < 0.05$)

รูปที่ 5 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยร้อยละการชะล้างของวัสดุ

Figure 5 Bar chart showed the means percentage of material washout

บทวิจารณ์

แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ก่อตัวจากปฏิกิริยาไฮเดรชันเป็นหลัก ทำให้วัสดุค่อย ๆ แข็งตัวอย่างต่อเนื่อง⁴ ในการศึกษาครั้งนี้วัดระยะเวลาก่อตัวโดยอ้างอิงมาจากมาตรฐาน ISO 9917-1:2007²⁰ เนื่องจากเป็นมาตรฐานที่ใช้ในการทดสอบซีเมนต์ที่ใช้ในทางทันตกรรม (Water-based cements) ซึ่งได้ผลใกล้เคียงกับการศึกษาก่อนหน้าที่ใช้มาตรฐาน ISO 9917-1:2007 ในการทดสอบเช่นเดียวกันของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัว 45 นาที และการศึกษาของ Che และคณะ⁴ ที่พบว่าระยะเวลาก่อตัวของโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอเท่ากับ 279 นาที และ 18.1 นาที ตามลำดับ แต่บางการศึกษาได้ผลต่างออกไป เนื่องจากใช้เกณฑ์การทดสอบที่แตกต่างกัน Kaup และคณะ³ พบว่าเอ็มทีเอและไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัวเท่ากับ 228.33 นาที และ 85.66 นาที ตามลำดับ

การศึกษานี้พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอ มีระยะเวลาก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เลือดประกอบด้วยเซลล์และโปรตีนต่าง ๆ เช่น อัลบูมิน ที่สามารถยึดติดกับพื้นผิวและเข้าไปอุดกั้นรูพรุนภายในซีเมนต์ เป็นการขัดขวางปฏิกิริยาการก่อตัวทำให้วัสดุก่อตัวไม่สมบูรณ์²¹ และเข้าไปเกาะกับผลิตภัณฑ์แกนกลางของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต นำไปสู่การยับยั้งกระบวนการไฮเดรชันในที่สุด²² อีกทั้งเลือดยังสามารถรวมตัวทางเคมีกับวัสดุได้โดยส่วนประกอบในเลือดทำหน้าที่คล้ายสารเติม (Fillers) ในช่วงเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน²³ รวมตัวเป็นสารประกอบเชิงซ้อนของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตและเลือด (C-S-H-blood) คล้ายกับการรวมตัวของบิสฟอสเฟตกับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต²⁴ ขัดขวางปฏิกิริยาไฮเดรชันและการก่อตัวของวัสดุ มีผลต่อการเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และยังทำให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลง Thanavibul และคณะ²⁵ พบว่าเลือดมีผลลดการปล่อยซิลิกอนไอออนและยับยั้งการเกิดชั้นเจลซิลิกาบนพื้นผิวของวัสดุในขณะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน ซึ่งเป็นการรบกวนกระบวนการไฮเดรชันของวัสดุ ส่งผลต่อการก่อตัวของวัสดุ อย่างไรก็ตามการปนเปื้อนเลือดส่งผลต่อการใช้งานในระยะยาวของวัสดุได้เช่นกัน ดังการศึกษาของ Clavvuthinan และคณะ²⁶ พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอ็มทีเอ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ รวมไปถึงการศึกษาของ Nekoofer และคณะ¹¹ ที่พบว่าเมื่อเอ็มทีเอปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ค่าความทนแรงอัดของเอ็มทีเอลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวนานที่สุด เนื่องจากมีอิมพัลส์ที่เป็นองค์ประกอบเข้าไปในห่วงปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมอะลูมิเนต โดยอิมพัลส์จะละลายน้ำอย่างรวดเร็วทำให้อะลูมิเนตแยกตัวออกมาเป็นชั้นเจลล้อมรอบส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยา เป็นการชะลอการเกิดปฏิกิริยาของอะลูมิเนต^{24,27} อีกทั้งบิสฟอสเฟตซึ่งเป็นสารที่บ่งชี้ในโปรรูทเอ็มทีเอเข้าไปรวมเป็นส่วนหนึ่งของโครงสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตในขณะเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชัน และมีผลต่อการตกตะกอนของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ทำให้เกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ไม่สมบูรณ์ จึงเป็นผลให้โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวที่นานมากขึ้น²⁴ และเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดผลึก เอทริงไกต์ (Ettringite) ซึ่งเป็นผลึกรูปเข็มที่ช่วยสร้างพันธะเชื่อมต่อระหว่างผลึกของเอ็มทีเอจะมีปริมาณลดลง¹⁹ เมื่อผลึกเอทริงไกต์มีปริมาณลดลงทำให้เกิดผลเสียต่อคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุและอาจส่งผลให้วัสดุไม่ก่อตัว และสอดคล้องกับการศึกษาของ Alhodiry และคณะ¹³ ที่พบว่าเมื่อปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ระยะเวลาก่อตัวของเอ็มทีเอนานขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เป็นไปในทางเดียวกับผลการศึกษาที่พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอที่ปนเปื้อนเลือดมีระยะเวลาก่อตัวที่แตกต่างกับเมื่อไม่ปนเปื้อนเลือดอย่างมีนัยสำคัญ

ไบโอเดนตินและเรโทรเอ็มทีเอเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่พัฒนาคุณสมบัติให้ระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น ในส่วนผงของไบโอเดนตินมีแคลเซียมคาร์บอเนตที่จะช่วยเป็นแกนกลางสำหรับแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตทำให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันเร็วขึ้น²⁸ รวมถึงในส่วนน้ำมีแคลเซียมคลอไรด์ที่สามารถแพร่เข้าไปในรูพรุนของวัสดุและเร่งปฏิกิริยาไฮเดรชันนำไปสู่การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์อย่างรวดเร็ว อีกทั้งยังมีโพลิเมอร์ที่ละลายน้ำได้ซึ่งจะช่วยให้อนุภาคผงกระจายตัวได้ลักษณะผสมและลดปริมาณของน้ำที่ใช้ในปฏิกิริยา ทำให้วัสดุมีรูพรุนน้อย ลดการซึมผ่านและช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับไบโอเดนติน²⁹ ด้วยส่วนประกอบดังกล่าวทำให้ไบโอเดนตินมีระยะเวลาก่อตัวเร็วขึ้น จึงลดผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดเนื่องจากการก่อตัวค่อนข้างเร็ว¹⁹ ส่วนเรโทรเอ็มทีเอมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เนื่องจากประกอบไปด้วยอนุภาคนาโนเล็กที่ขอบน้ำ และองค์ประกอบส่วนใหญ่เป็นแคลเซียมคาร์บอเนตร้อยละ 68-80° จึงเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับส่วนเหลว และมีสารที่บ่งชี้คือเซอร์โคเนียมออกไซด์ช่วยเป็นแกนกลางในการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันในช่วงแรก³⁰ ทำให้เกิดปฏิกิริยาได้เร็วขึ้นจึงมีระยะเวลาก่อตัวเร็ว เรโทรเอ็มทีเอได้รับผลกระทบน้อยเมื่อมีการปนเปื้อนเลือดเนื่องจาก

เริ่มเกิดปฏิกิริยาไฮดรชันอย่างรวดเร็วที่บริเวณขอบนอกสุดของพื้นผิว ทำให้พื้นผิวค่อย ๆ แข็งตัว ลดการซึมผ่านของเลือดเข้าสู่บริเวณอนุภาคด้านในของเรโพรเอ็มทีเอ⁹ จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าการปนเปื้อนเลือดจะมีผลต่อปฏิกิริยาไฮดรชันซึ่งเป็นปฏิกิริยาหลักในการก่อตัวของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เมื่อเกิดการปนเปื้อนเลือดจึงทำให้วัสดุมีระยะเวลาก่อตัวนานขึ้น และวัสดุที่ก่อตัวเร็วจะได้รับผลกระทบจากการปนเปื้อนเลือดน้อยกว่า

ความต้านทานการชะล้างเป็นคุณสมบัติที่สำคัญเนื่องจากการถูกชะล้างจะส่งผลลดความแนบสนิทระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน¹⁸ ผลการศึกษาพบว่า การปนเปื้อนเลือดมีผลต่อร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างทั้งสามชนิดอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อปนเปื้อนเลือดโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างสูงกว่าเรโพรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งหลังผสมวัสดุทั้งสองมีลักษณะพื้นผิวคล้ายทรายเปียกน้ำ³¹ แต่เรโพรเอ็มทีเอมีรูพรุนมากกว่าและอนุภาคนาแน่นน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ³² ทำให้เซลล์และโปรตีนในเลือดเข้าไปแทรกระหว่างอนุภาคของซีเมนต์และรูพรุนภายในวัสดุที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ได้มาก²¹ เรโพรเอ็มทีเอจึงหลุดจากกันได้ง่ายกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ อีกทั้งในการศึกษานี้จำลองให้วัสดุเกิดการสัมผัสกับเลือดและน้ำที่ชะลงมาในช่วงที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ เป็นผลให้วัสดุได้รับปริมาณน้ำและความชื้นที่มากเกินไปเกินความต้องการในการก่อตัว เกิดเป็นรูพรุนขนาดเล็กแทรกอยู่ทั่วไประหว่างอนุภาคของวัสดุ³³ สอดคล้องกับ Kim และคณะ³⁴ พบว่าเมื่อแช่วัสดุในสารจำลองของเหลวในร่างกาย (Simulated body fluid) ทำให้วัสดุได้รับความชื้นมากเกินไป มีผลต่อการก่อตัวของไบโอเดนตินและเรโพรเอ็มทีเอ อีกทั้งยังส่งผลให้ไบโอเดนตินแยกออกจากเนื้อฟันได้มาก แต่จากการศึกษานี้พบว่าเมื่อไบโอเดนตินปนเปื้อนเลือดจะมีวัสดุถูกชะล้างออกไปได้น้อยลง อาจเนื่องมาจากไบโอเดนตินหลังผสมลักษณะพื้นผิวเรียบลื่น มีแรงดึงดูดและรูพรุนน้อย⁸ รวมไปถึงไบโอเดนตินมีส่วนประกอบของสารลดแรงตึงผิว เป็นการเพิ่มพลังงานพื้นผิว (Surface energy) จึงมีความสามารถในการไหลแผ่และเกาะเป็นกลุ่มก้อนมาก³⁵ ทำให้เลือดแทรกซึมเข้าไปในเนื้อวัสดุได้น้อยคล้ายกับเลือดเพียงแค่เคลือบพื้นผิวของวัสดุไว้ เมื่อมีการชะของน้ำทำให้เลือดที่เคลือบเป็นชั้นฟิล์มบาง ๆ ด้านนอกหลุดออกก่อน จึงมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างลดลง แสดงถึงไบโอเดนตินมีความต้านทานการชะล้างเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับขณะไม่มีการปนเปื้อนเลือด

การศึกษานี้ประเมินความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Metered spray testing โดยดัดแปลงบางส่วนจากการศึกษา

ของ Formosa และคณะ¹⁸ ซึ่งมีการควบคุมอัตราเร็วในการไหลของน้ำให้เท่ากันในทุกครั้งของการทดสอบ ใช้การประเมินผลในเชิงปริมาณ โดยชั่งน้ำหนักวัสดุที่เหลืออยู่ในแม่พิมพ์เพื่อคำนวณน้ำหนักวัสดุที่ถูกชะล้างออกไปสามารถลดอคติในงานวิจัยได้ เมื่อเปรียบเทียบร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างในสถานะที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด พบว่าไบโอเดนตินมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุด แตกต่างกับโปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ผลสอดคล้องกับการศึกษาของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินถูกชะล้างออกไปมากที่สุดแม้จะทดสอบค่าความต้านทานการชะล้างด้วยวิธี Drop method ซึ่งแตกต่างกัน เนื่องจากส่วนประกอบที่เป็นโพลิเมอร์ของไบโอเดนตินและคุณสมบัติลดแรงตึงผิวทำให้อนุภาคของซีเมนต์กระจายตัวกัน เมื่อไบโอเดนตินได้รับน้ำจากภายนอกจึงเกิดการละลายและหลุดออกจากแม่พิมพ์ได้มาก^{8,36} ส่วนค่าความต้านทานการชะล้างของโปรรูทเอ็มทีเอต่างจากการศึกษาของ Porter และคณะ³⁷ ซึ่งพบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 80-100 ซึ่งวิเคราะห์ผลจากรูปถ่ายพื้นผิววัสดุที่กำลังขยาย 10 เท่า แล้วประเมินปริมาณวัสดุที่ถูกชะล้างไปจากขอบของแม่พิมพ์ ให้คะแนนความสมบูรณ์บริเวณขอบ (Marginal integrity) ซึ่งใช้วิธีวิเคราะห์ที่แตกต่างกับการศึกษานี้ จึงอาจเป็นสาเหตุให้มีผลการศึกษาดังกล่าว ส่วนค่าความต้านทานการชะล้างของเรโพรเอ็มทีเอยังไม่สามารถเปรียบเทียบกับการศึกษาอื่นได้ เนื่องจากไม่พบการศึกษาใดที่ศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานการชะล้างของเรโพรเอ็มทีเอ

การศึกษานี้ทดสอบความต้านทานการชะล้างในขณะวัสดุทั้งสามชนิดยังไม่ก่อตัว ดังนั้นแรงหลักที่ยึดวัสดุผสมใหม่ให้เชื่อมกันคือแรงยึดกันระหว่างอนุภาค (Cohesive force) เนื่องจากยังไม่เกิดโครงสร้างแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของวัสดุ¹⁸ ขนาดอนุภาคของวัสดุจึงเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการถูกชะล้างของวัสดุ โดยวัสดุที่มีอนุภาคเล็กจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสมาก เกิดแรงยึดกันระหว่างอนุภาคมากขึ้น¹⁸ Park และคณะ³⁸ พบว่าอนุภาคส่วนใหญ่ของไบโอเดนติน เรโพรเอ็มทีเอ และโปรรูทเอ็มทีเอ มีขนาดเล็กกว่า 7.27 ไมโครเมตร 19.93 ไมโครเมตร และ 20.33 ไมโครเมตรตามลำดับ ถึงแม้ว่าไบโอเดนตินจะมีขนาดอนุภาคเล็กกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ แต่ไบโอเดนตินมีโพลิเมอร์ที่สามารถละลายน้ำได้เป็นองค์ประกอบเป็นผลให้ถูกชะล้างออกไปได้มาก ไบโอเดนตินจึงมีความต้านทานการชะล้างต่ำ ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ

มีร้อยละที่ถูกชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องจากมีขนาดอนุภาคใกล้เคียงกัน จึงมีแรงยึดระหว่างอนุภาคไม่แตกต่างกัน ส่งผลให้มีความต้านทานการชะล้างไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าการถูกชะล้างของวัสดุไม่ได้สัมพันธ์กับระยะเวลาการก่อตัวเพียงอย่างเดียว สอดคล้องไปกับการศึกษาของ Grech และคณะ⁸ ที่พบว่าไบโอเดนตินถูกชะล้างออกไปมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium silicate) และไบโอแอกริเกต (Bioaggregate) แม้ว่าไบโอเดนตินจะมีระยะเวลาการก่อตัวสั้นที่สุดก็ตาม ดังนั้นความต้านทานการชะล้างอาจขึ้นอยู่กับขนาดอนุภาค องค์ประกอบของวัสดุ รวมไปถึงลักษณะพื้นผิวของวัสดุร่วมด้วย

การศึกษานี้เป็นการจำลองสภาวะการปนเปื้อนเลือดของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดเพื่อศึกษาระยะเวลาก่อตัวและความต้านทานการชะล้าง อย่างไรก็ตามการเลือกใช้งานวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในทางคลินิกยังต้องประเมินถึงคุณสมบัติอื่นเพิ่มเติมด้วย เช่น ความทนแรงอัด ความต้านทานการหลุดออก และความสามารถในการผนึกของวัสดุเป็นต้น ร่วมกับหลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดให้ได้มากที่สุด เพื่อคงคุณสมบัติที่ดีของวัสดุไว้

บทสรุป

ภายใต้การศึกษานี้พบว่าโปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวนานที่สุดในสภาวะที่มีและไม่มีการปนเปื้อนเลือด แตกต่างกับไบโอเดนตินและเรโทรเรียมที่เออย่างมีนัยสำคัญ โดยการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้วัสดุทั้งสามมีระยะเวลาการก่อตัวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ในส่วนความต้านทานการชะล้างของวัสดุสามชนิดพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของวัสดุที่ถูกชะล้างแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทั้งสองสภาวะ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการชะล้างมากที่สุดและมีค่าลดลงเมื่อปนเปื้อนเลือด ซึ่งการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเรียมที่เอมีความต้านทานการชะล้างลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนไบโอเดนตินมีความต้านทานการชะล้างต่ำที่สุดขณะไม่ปนเปื้อนเลือดแต่กลับมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่ออยู่ในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือด

เอกสารอ้างอิง

1. Torabinejad M, Watson TF, Ford TRP. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. J Endod 1993;19(12):591-5.
2. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an *in vitro* comparative study. J Endod 2012;38(2):245-9.
3. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An *in vitro* study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. Head Face Med 2015;11(16):1-8.
4. Che JL, Kim JH, Kim SM, Choi Nk, Moon HJ, Hwang MJ, et al. Comparison of setting time, compressive strength, solubility, and pH of four kinds of MTA. Korean J Dent Mater 2016;43(1):61-72.
5. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials?. Endod Topics 2015;32(1):47-85.
6. Wang X, Chen L, Xiang H, Ye J. Influence of anti-washout agents on the rheological properties and injectability of a calcium phosphate cement. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;81(2):410-8.
7. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. Endod Topics 2015;32(1):3-30.
8. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. Dent Mater 2013;29(2):e20-8.
9. Song M, Yue W, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim JW, et al. The effect of human blood on the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. Clin Oral Investig 2016;20(8):1997-2005.
10. Abedi HR, Ingle JJ. Mineral trioxide aggregate: a review of a new cement. J Calif Dent Assoc 1995;23(12):36-9.
11. Nekoofer MH, Stone DF, Dummer PMH. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. Int Endod J 2010;43(9):782-91.

12. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod* 2013;39(8):1071-2.
13. Alhodiry W, Lyons MF, Chadwick RG. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2014;22(1):20-3.
14. Kim Y, Lee CY, Kim E, Jung IY. Failure of orthograde MTA filling: MTA wash-out? *J Kor Acad Cons Dent* 2011;36(6):510-4.
15. Choi Y, Park SJ, Lee SH, Hwang YC, Yu MK, Min KS. Biological effects and washout resistance of a newly developed fast-setting pozzolan cement. *J Endod* 2013;39(4):467-72.
16. Kim Y, Kim S, Shin YS, Jung IY, Lee SJ. Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *J Endod* 2012;38(4):536-40.
17. Bolhari B, Nekoofar MH, Sharifian M, Ghabrai S, Meraji N, Dummer PMH. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod* 2014;40(3):432-5.
18. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. A quantitative method for determining the antiwashout characteristics of cement-based dental materials including mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2012;46(2):179-86.
19. Sheykhrezae MS, Meraji N, Ghanbari F, Nekoofar MH, Bolhari B, Dummer PMH. Effect of blood contamination on the compressive strength of three calcium silicate-based cements. *Aust Endod J* 2018; 44(3):255-9.
20. International Organization for Standardization. ISO 9917-1: Dentistry-water-based cements-part 1: powder/ liquid acid-base cements. Geneva, Switzerland: ISO copyright office; 2007
21. Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, et al. Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(6): e39-45.
22. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PMH. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2011;44(11):1011-8.
23. Markezan FK, Kopper PMP, Dullius AIDS, Ardenghi DM, Grazziotin-Soares R. Effect of blood contamination on the push-out bond strength of calcium silicate cements. *Braz Dent J* 2018;29(2):189-94.
24. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007;40(6):462-70.
25. Thanavibul N, Panichuttra A, Ratisoontorn C. Effects of blood contamination on apatite formation, pH and ion release of three calcium silicate-based materials. *J Dent Assoc Thai* 2019;63(9):324-33.
26. Clawvuthinan A, Piyachon C, Dumrongvute K. Effect of blood contamination on dislodgment resistance of three calcium silicate cements in furcation perforation models. *Khon Kaen Dent J.* 2023;26(3):27-36.
27. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008;41(5):408-17.
28. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J* 2013; 46(7):632-41.
29. Lucas CdPTP, Viapiana R, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M. Physicochemical properties and dentin bond strength of a tricalcium silicate-based retrograde material. *Braz Dent J* 2017;28(1):51-6.
30. Li Q, Deacon AD, Coleman NJ. The impact of zirconium oxide nanoparticles on the hydration chemistry and biocompatibility of white Portland cement. *Dent Mater J* 2013;32(5):2013-113.

31. Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *Int Endod J* 2010;43(12): 1069-76.
32. Kim SY, Kim HC, Shin SJ, Kim E. Comparison of gap volume after retrofilling using 4 different filling materials: evaluation by micro-computed tomography. *J Endod* 2018;44(4):635-8.
33. Wanpia B, Sakdee J, Wimonchit S. Marginal adaptation of two calcium silicate cements after blood contamination in retrograde filling models. *SWU Dent J* 2022;15(2):39-52.
34. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent* 2015;43(2):241-7.
35. Qaiser S, Hegde MN, Devadiga D, Yelapure M. Root dentin surface activation to improve bioceramic bonding: A scanning electron microscopic study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2020;14(2):117-23.
36. Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Bosso-Martelo R, Chavez-Andrade GM, Filho MT. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *J Appl Oral Sci* 2018;26:e20170465.
37. Porter ML, Bertó A, Primus CM, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod* 2010;36(3):524-8.
38. Park Y, Kang JH, Seo H, Song HJ. Effect of compositional variation of dental MTA cements on setting time. *Korean J Dent Mater* 2021;48(2):99-118.

ผู้ประพันธ์บทความ

กุลนันท์ ดำรงวุฒิ

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110

โทรศัพท์ : 086 623 6527

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : kunlanun_d@hotmail.com

The Effect of Blood Contamination on Setting Time and Washout Resistance of Three Calcium Silicate Cements

Thanuk P¹ Sakdee J¹ Dumrongvute K^{1,*}

Research Article

Abstract

The objective of this study was to compare the effect of blood contamination on the setting time and washout resistance of three types of calcium silicate cements including ProRoot MTA, Biodentine, and RetroMTA. Each type was divided into two groups consisting of the blood-contaminated group and the uncontaminated group. The blood-contaminated group, blood was coated inside of the mold and the material was put into the mold. Then, blood was coated on the surface of the material and the specimen was wrapped by the moist gauze. For the blood-uncontaminated group, after putting the material into the mold, it was wrapped by the moist gauze until each material reached initial setting time. Thereafter, the setting time was determined using a universal testing machine until the indenter failed to create a completely circular impression on the surface. In addition, the washout resistance was assessed through metered spray testing, with the subsequent calculation of the percentage of material washed out and analyzed data using two-way ANOVA and post-hoc Sidak test. The results showed that the setting time of all three materials had a significant increase under blood-contaminated conditions. ProRootMTA had the highest setting time which was significantly higher than Biodentine and RetroMTA in both conditions. The washout resistance test demonstrated significant changes in the average washout percentage for all three tested materials under conditions of blood contamination. This study concludes that blood contamination notably increased the setting time across all materials. Regarding washout resistance, a marked difference was observed under both conditions. ProRootMTA exhibited the greatest washout resistance, which diminished upon contamination with blood. In contrast, Biodentine demonstrated the lowest washout resistance in the absence of blood contamination, however the resistance increased when contaminated with blood.

Keywords: Blood contamination/ Setting time/ Washout resistance/ ProRootMTA/ Biodentine/ RetroMTA/ Calcium silicate cement

Corresponding Author

Kunlanun Dumrongvute

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,

Wattana, Bangkok 10110.

Tel. : +66 6 623 6527

Email : kunlanun_d@hotmail.com

¹ Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok.

* Corresponding Author