

# ผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดในแบบจำลองรูทะลุง่ามรากฟัน

อารยา กลอวุฒินันท์\* ชินาลัย ปิยะชน\*\* กุลนันท์ คำรงวุฒิ\*\*

## บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิดในสถานะที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด ศึกษาในฟันกรามแท่งจำนวน 48 ซี่ ทำให้เกิดรูทะลุบริเวณกึ่งกลางง่ามรากฟันขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 มิลลิเมตร ความลึก 2 มิลลิเมตร แบ่งตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่ม คือกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดและกลุ่มที่ไม่มี การปนเปื้อนเลือด และแบ่งกลุ่มย่อย 3 กลุ่มตามชนิดของวัสดุที่ทดสอบ ได้แก่ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ไบโอเคนทีน และเรโทรเอ็มทีเอ แต่ละกลุ่มย่อยมีจำนวนตัวอย่าง 8 ซี่ กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดนำมาทำให้เกิดการปนเปื้อนเลือดบริเวณรูทะลุก่อนอุดวัสดุ กลุ่มที่ไม่มี การปนเปื้อนเลือดจะเปลี่ยนจากการใส่เลือดเป็นน้ำเกลือ เก็บตัวอย่างในสถานะอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน ก่อนนำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกด้วยเครื่องทดสอบสากล วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและการทดสอบซิกเนคที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ  $p < 0.05$  ศึกษา รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดโดยใช้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรมกำลังขยาย 25 เท่า ผลการศึกษาพบว่าในทั้งสองสถานะไบโอเคนทีนมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงกว่า ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญ ส่วน ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกัน และในสถานะที่มีการปนเปื้อนเลือดวัสดุทั้งสามชนิดมีความต้านทานการหลุดออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสถานะที่ไม่มี การปนเปื้อนเลือด พบรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดแบบผสมมากที่สุด (ร้อยละ 89.58) จากการศึกษาสรุปได้ว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดลดลง โดยไบโอเคนทีนมีค่าความต้านทานการหลุดออกมากกว่า ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ

คำิขรหัด : การปนเปื้อนเลือด/ ความต้านทานการหลุดออก/ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ/ ไบโอเคนทีน/ เรโทรเอ็มทีเอ

Received: May 31, 2022

Revised: Mar 27, 2023

Accepted: April 07, 2023

## บทนำ

รูทะลุรากฟัน (Root perforation) คือการเกิดช่องทางติดต่อกันระหว่างระบบคลองรากฟัน (Root canal system) และพื้นผิวภายนอกฟัน (External tooth surface)<sup>1</sup> เป็นสาเหตุหนึ่งของความล้มเหลวในการรักษาคอนกรอกฟันและอาจนำไปสู่การถอนฟันในอนาคต<sup>2</sup> โดยเฉพาะเมื่อเกิดรูทะลุบริเวณง่ามรากฟัน (Furcation perforation) ซึ่งมักมีการพยากรณ์โรคไม่ดี เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่เกิดการปนเปื้อนของแบคทีเรีย (Bacteria) ได้ง่าย อาจนำไปสู่การทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์ (Periodontal tissues) และสูญเสียกระดูกบริเวณนั้น<sup>3</sup> จึงควรซ่อมแซมรูทะลุบริเวณดังกล่าวด้วยวัสดุที่เหมาะสมโดยเร็ว วัสดุที่ใช้ควรมีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความคงตัว ไม่ละลายง่าย มีความที่บ่งสี มีการฉีกที่ตี<sup>4</sup> นอกจากนี้คุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งคือ ความต้านทานการหลุดออก

(Dislodgement resistance) เพื่อวัสดุจะสามารถยึดติดกับผนังคลองรากฟันและคงอยู่ในตำแหน่งเดิมได้แม้ได้รับแรงบดเคี้ยวจากด้านบน<sup>5,6</sup> โดยความแข็งแรงพันธะ (Bond strength) ระหว่างวัสดุซ่อมรูทะลุรากฟันและเนื้อฟันเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้วัสดุมีความต้านทานการหลุดออกเมื่อได้รับแรงกระทำ

มินอรัล ไตรออกไซด์ แอกริเกต หรือเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate; MTA) เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) ปัจจุบันวางจำหน่ายในชื่อไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot<sup>®</sup> MTA, Dentsply Tulsa, OK, USA) มีคุณสมบัติที่ดีหลายประการเหมาะสำหรับการซ่อมรูทะลุรากฟันทั้งความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Biocompatibility) สูง ไม่กระตุ้นให้เกิดการอักเสบ มีความสามารถในการฉีก (Sealing ability) ที่ดี<sup>7,8</sup> นอกจากนี้ยังพบว่าการซ่อมรูทะลุง่าม

\* นิสิตปริญญาโท หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตคลินิก (วิทยาเอ็นโคคอนด์) คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพฯ

\*\* ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพฯ

รากฟันด้วยเอมทิโอประสบความสำเร็จในการรักษาสูง<sup>9</sup> นับว่าเอมทิโอเป็นวัสดุที่เหมาะสมในการซ่อมรูทะรากฟัน

ถึงแม้ว่าเอมทิโอจะเป็นวัสดุทางเลือกในการซ่อมรูทะรากฟันแต่มีข้อด้อย คือ ระยะเวลาการก่อตัว (Setting time) นาน ใช้งานยาก และใช้บิสมัทออกไซด์ (Bismuth oxide) ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน<sup>10,11</sup> เป็นสารที่บร้งสี ปัจจุบันมีการพัฒนาวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เพื่อปรับปรุงข้อด้อยดังกล่าวโดยยังคงคุณสมบัติที่ดีของเอมทิโอไว้ได้แก่ ไบโอเดนติน (Biodentine<sup>®</sup>, Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France) ซึ่งมีส่วนประกอบหลักคล้ายกับเอมทิโอแต่ในส่วนเหลวมีแคลเซียมคลอไรด์ (Calcium chloride) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาและมีโพลีเมอร์ที่ละลายน้ำได้ (Hydrosoluble polymer) ซึ่งช่วยลดปริมาณน้ำในระหว่างเกิดปฏิกิริยาทำให้ไบโอเดนตินมีระยะเวลาการก่อตัวเร็วประมาณ 10-12 นาที<sup>12</sup> และยังใช้สารที่บร้งสีเป็นเป็นเซอร์โคเนียมออกไซด์ (Zirconium oxide) ซึ่งไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน<sup>11</sup> เรโทรเอมทิโอ (RetroMTA<sup>®</sup>, BioMTA, Seoul, Korea) มีส่วนประกอบหลักคือ แคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate) ซึ่งมีอนุภาคขนาดเล็กทำให้เกิดปฏิกิริยากับส่วนของน้ำได้ง่ารวมทั้งแคลเซียมคาร์บอเนตยังทำหน้าที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาอีกทางหนึ่ง จึงทำให้เรโทรเอมทิโอมีระยะเวลาการก่อตัวสั้นเพียง 180 วินาที<sup>12</sup> และใช้สารประกอบแคลเซียมเซอร์โคเนีย (Calcium zirconia complex) เป็นสารที่บร้งสีจึงไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของฟัน<sup>13</sup> วัสดุเหล่านี้อาจเป็นวัสดุทางเลือกหนึ่งที่ใช้ซ่อมรูทะรากฟัน นอกเหนือจากเอมทิโอ

อย่างไรก็ตามในระหว่างการซ่อมรูทะรากฟันอาจมีการปนเปื้อนเลือดได้ ซึ่งการปนเปื้อนเลือดอาจส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลง Vanderweel และคณะ<sup>14</sup> และ Rahimi และคณะ<sup>15</sup> พบว่าเมื่อใช้เอมทิโอเป็นวัสดุซ่อมรูทะรากฟันในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดขณะอุดวัสดุจะส่งผลทำให้ความต้านทานการหลุดออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญ Adl และคณะ<sup>16</sup> กล่าวว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดจะทำให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนตินลดลง แต่ Aggarwal และคณะ<sup>17</sup> พบว่าความต้านทานการหลุดออกของเอมทิโอและไบโอเดนตินในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดและไม่มีการปนเปื้อนเลือดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ รวมถึง Singla และคณะ<sup>18</sup> ที่พบว่ามีการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ไบโอเดนตินมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้น

จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่สามารถสรุปได้ว่าการปนเปื้อนเลือดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ขณะอุดซ่อมรูทะรากฟันส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกเปลี่ยนแปลงไปอย่างไร โดยยังมีผลที่ขัดแย้งกันและมีการศึกษาไม่มาก การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการปนเปื้อนเลือดต่อความต้านทานการหลุดออกของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด ได้แก่ เอมทิโอ ไบโอเดนติน และเรโทรเอมทิโอเมื่อนำมาใช้เป็นวัสดุซ่อมรูทะรากฟัน โดยคาดหวังว่าผลการศึกษานี้จะเป็นแนวทางในการเลือกวัสดุซ่อมรูทะรากฟันเพื่อการใช้งานทางคลินิกต่อไป ซึ่งผลการศึกษายังสามารถนำไปเทียบเคียงกับการเกิดรูทะลุบริเวณอื่นได้

## วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

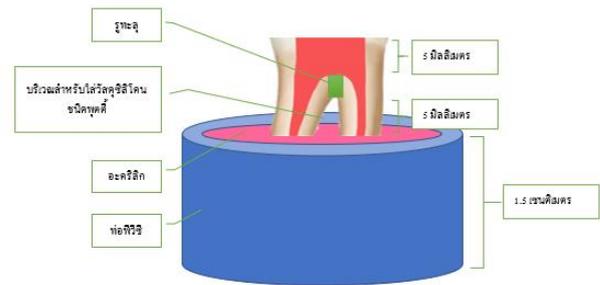
คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม G\*power เวอร์ชัน 3.1.9.4 โดยใช้ขนาดอิทธิพล (Effect size) อ้างอิงจาก Adl และคณะ<sup>16</sup> ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ได้ขนาดของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 8 โดยการศึกษาได้รับทราบอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ สถาบันทันตศาสตร์ทางปัญญาและการวิจัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC-335/2564X ทำการเตรียมฟันกรามแท้ของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 48 ซี่ โดยคัดเลือกฟันที่มีการสร้างรากฟันสมบูรณ์และมีรากแยก ไม่มีรอยแตกหรือรอยร้าว ไม่มีรอยผุ และไม่เปื้อนฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมาก่อนโดยใช้ทั้งฟันกรามบนและฟันกรามล่างที่มีทั้งรากแยกสองและสามราก (Bifurcation, Trifurcation) ซึ่งก่อนนำมาศึกษาจะทำการถ่ายภาพรังสีของฟันแนวใกล้แก้มใกล้ลิ้น และคัดเลือกฟันที่มีความหนาบริเวณง่ามรากฟันอยู่ในช่วง 2-3 มิลลิเมตร

ทำการเปิดทางเข้าสู่โพรงฟันและกรอตัดส่วนของตัวฟันบางส่วนออกโดยตัดที่บริเวณเหนือต่อฟันโพรงฟัน 5 มิลลิเมตร ผสมวัสดุซิลิโคนชนิดพุดดี (Silicone putty; I-Sil, Spident, Incheon, Korea) พิมพ์ลงในบริเวณง่ามรากฟันโดยมีขอบเขตไม่เกินระยะ 5 มิลลิเมตรวัดจากง่ามรากฟัน เตรียมท่อพีวีซีขนาด 3/4 นิ้ว ตัดให้มีความสูง 1.5 เซนติเมตร จำนวน 48 ชิ้น ผสมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเองใส่ในท่อพีวีซีที่เตรียมไว้ จากนั้นนำฟันที่มีวัสดุซิลิโคนชนิดพุดดีฝังลงในอะคริลิกโดยฝังบางส่วนของรากฟันให้จมลงในอะคริลิกและเหลือพื้นที่ระหว่างง่ามรากฟันและอะคริลิกเอาไว้ 5 มิลลิเมตร และปรับให้ฟันโพรงฟันขนานกับพื้น นำวัสดุซิลิโคนชนิดพุดดีออกมาและเก็บไว้ใช้ในขั้นตอนต่อไปโดยจะใช้วัสดุพิมพ์หนึ่งชิ้นต่อฟันหนึ่งซี่

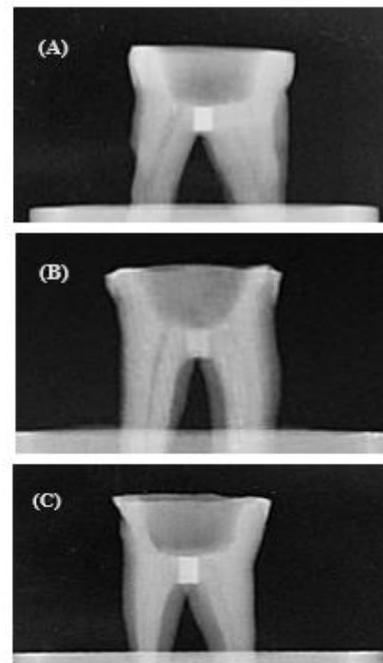
สร้างรูทะลุบริเวณกึ่งกลางง่ามรากฟันด้วยหัวกรอกากเพชรทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร กรอแต่งให้รูทะลุมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 มิลลิเมตร ด้วยหัวกรอกเทสส์กลิดเดน (Gates Glidden drill) เบอร์ 5 วัดความลึกของรูทะลุด้วยเครื่องมือตรวจปริทันต์ (Periodontal probe) ควบคุมความลึกให้อยู่ที่ 2 มิลลิเมตร โดยตรวจสอบภายใต้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรม (Dental operating microscope; Zeiss, Carl Zeiss Meditec AG, Oberkochen, Germany) หากบริเวณใดที่มีความหนาเกินจะถูกกรอแต่งให้มีความลึกตามที่กำหนดไว้ แต่ถ้ามีบริเวณใดที่มีความลึกไม่ถึง 2 มิลลิเมตร ฟันชิ้นนั้นจะถูกตัดออกจากการทดลอง แบบจำลอง (รูปที่ 1) จากนั้นล้างทำความสะอาดรูทะลุด้วยน้ำเกลือ (Normal saline) 5 มิลลิลิตร ก่อนทำการทดลองขั้นต่อไป

แบบจำลองฟันที่เตรียมได้จะถูกสุ่มแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มละ 24 ซี่ คือ กลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดและกลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือด และแบ่งแต่ละกลุ่มเป็นกลุ่มย่อย 3 กลุ่ม กลุ่มละ 8 ซี่ ได้แก่ กลุ่มที่อุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟันด้วยไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA, Dentsply Tulsa, OK, USA) เรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®, BioMTA, Seoul, Korea) และไบโอเดนทีน (Biodentine®, Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France) เตรียมการปนเปื้อนเลือดในกลุ่มที่มีการปนเปื้อนเลือดโดยใช้กระบอกฉีดขนาด 1 มิลลิลิตร ร่วมกับเข็มล้างขนาด 25 หดเลือดปริมาตร 0.1 มิลลิลิตร ให้ไหลผ่านบริเวณที่ทำรูทะลุเตรียมไว้ โดยใช้เลือดมนุษย์ที่เตรียมจากเลือดของผู้วิจัย จากนั้นใช้ยางเป่าลม (Rubber blower) เป่าเลือดออกจากรูทะลุหนึ่งครั้ง สังเกตภายใต้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรมจะเห็นเลือดเคลือบอยู่บริเวณผนังโดยรอบของรูทะลุ ถ้าเคลือบไม่สม่ำเสมอจะล้างและทำซ้ำจนเห็นเลือดเคลือบอยู่โดยรอบ สอดวัสดุซิลิโคนชนิดพุดตี้ที่เตรียมไว้ในช่องว่างระหว่างง่ามรากฟันและอะคริลิก จากนั้นผสมวัสดุตามอัตราส่วนที่บริษัทกำหนด นำวัสดุใส่ลงบริเวณรูทะลุด้วยเครื่องนำอะมัลกัม (Amalgam carrier) แล้วใช้เอ็นโดคอนติคพ्लักเกอร์ (Endodontic plugger) กดวัสดุให้แน่นเต็ม และใช้สำลีชุบน้ำหมาดวางบนพื้นผิวด้านบนของวัสดุอุดหลังจากอุดเสร็จ กลุ่มที่ไม่มีการปนเปื้อนเลือดให้ทำขั้นตอนเดียวกันแต่เปลี่ยนจากเลือดเป็นน้ำเกลือแทน

นำตัวอย่างไปถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบคุณภาพการอุดว่าแน่นเต็ม (รูปที่ 2) จากนั้นนำวัสดุซิลิโคนชนิดพุดตี้ ออกและห่อตัวอย่างด้วยผ้าก๊อซ (Gauze) ชุบน้ำหมาดก่อนนำไปบ่มไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส (Degree Celsius) ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 7 วัน



รูปที่ 1 ลักษณะของแบบจำลอง  
Figure 1 The furcation perforation model



รูปที่ 2 ภาพรังสีภายหลังการอุดซ่อมรูทะลุง่ามรากฟัน  
(A) ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (B) ไบโอเดนทีน (C) เรโทรเอ็มทีเอ  
Figure 2 Radiographic images after furcation perforation repaired  
(A) White ProRoot MTA (B) Biodentine (C) Retro MTA

ประเมินความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ โดยใช้การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก (Push-out bond strength test) ด้วยเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine; EZ-test, Shimadzu, Kyoto, Japan) ใช้หัวกดทดสอบรูปทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร กดลงบนวัสดุทิศทางไปยังปลายรากฟัน (Apical) ด้วยความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที จนกว่าวัสดุจะหลุดออกจากรูทง่ามรากฟัน (รูปที่ 3) บันทึกค่าแรงที่มากที่สุดก่อนวัสดุจะหลุดออกจากรูทง่ามรากฟัน และนำมาคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกในหน่วยเมกะปาสคาล (Megapascal; MPa) ดังสมการ

$$\text{ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก (MPa)} = \frac{\text{ค่าแรงที่บันทึก (N)}}{\text{พื้นที่ที่เกิดพันธะ (mm}^2\text{)}}$$



รูปที่ 3 การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล  
Figure 3 Push-out bond strength test by using universal testing machine

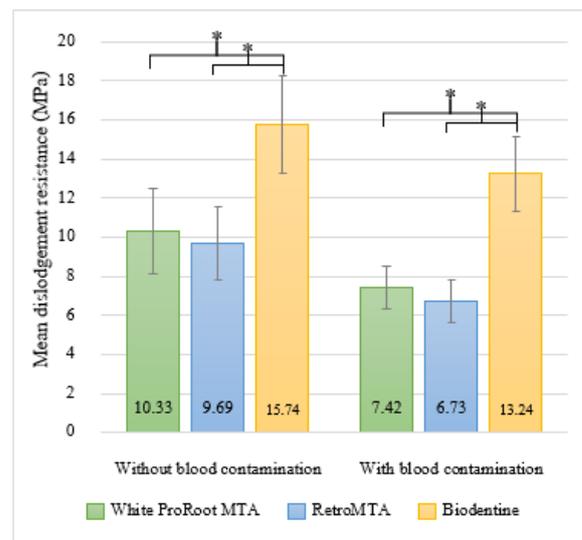
ศึกษารูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด (Failure patterns) นำตัวฟันออกจากอะคริลิกและวาดเส้นเพื่อกำหนดตำแหน่งการตัดลงบนตัวฟัน โดยให้เส้นนั้นแบ่งชิ้นตัวอย่างออกเป็นสองส่วน ในแนวตั้งฉากกับพื้นโพรงฟันและให้พาดผ่านบริเวณรูทูล ดัดตัวฟันออกเป็นสองส่วนด้วยคาร์บอนดัมดิสก์ตามเส้นที่วาด สังเกตบริเวณพื้นผิวรอยต่อของผนังรากฟันกับวัสดุภายใต้กล้องจุลทรรศน์ทางทันตกรรมกำลังขยาย 25 เท่า บันทึกรูปแบบความล้มเหลวที่พบเป็นความล้มเหลวแบบยึดติด (Adhesive failure), ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (Cohesive failure) และความล้มเหลวแบบผสม (Mixed failure)

นำข้อมูลที่ได้นำมาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยการทดสอบชาปิโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk Test) จากนั้นเปรียบเทียบค่าความต้านทานการหลุดของแต่ละกลุ่มทดลอง

ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) และการทดสอบซิดาค (Sidak test) โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติ  $p < 0.05$

## ผล

จากผลการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางพบว่าทั้งชนิดของวัสดุที่ต่างกันและสภาวะที่มีหรือไม่มีกรปนเปื้อนเลือดมีผลต่อค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ โดยเมื่อพิจารณาจากชนิดของวัสดุที่อุทกภายใต้สภาวะเดียวกันพบว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออก ( $13.24 \pm 1.92$  เมกะปาสคาล) สูงกว่าไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ( $7.42 \pm 1.09$  เมกะปาสคาล) และเรโทรเอ็มทีเอ ( $6.73 \pm 1.08$  เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีค่าความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในสภาวะที่ไม่มีกรปนเปื้อนเลือดผลการศึกษาก้าวไปทางเดียวกันกับสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดโดยไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงที่สุด ( $15.74 \pm 2.49$  เมกะปาสคาล) ตามด้วยไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ ( $10.33 \pm 2.17$  เมกะปาสคาล) และเรโทรเอ็มทีเอ ( $9.69 \pm 1.87$  เมกะปาสคาล) ซึ่งไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอไม่ได้แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (รูปที่ 4, ตารางที่ 1)



\* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

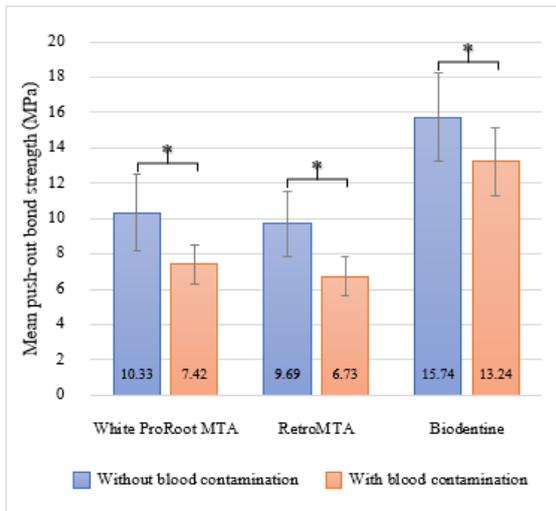
\* Statistically significant difference ( $p < 0.05$ )

รูปที่ 4 กราฟแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกจำแนกตามการมีหรือไม่มีกรปนเปื้อนเลือด

Figure 4 Bar chart shows the means push-out bond strength classified by presence or absence of blood contamination

เมื่อพิจารณาจากสภาวะที่มีหรือไม่มีการปนเปื้อนเลือดเมื่ออุดด้วยวัสดุชนิดเดียวกัน พบว่าในสภาวะที่มีการปนเปื้อนเลือดความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทั้งสามชนิดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับสภาวะที่ไม่มี การปนเปื้อนเลือด (รูปที่ 5, ตารางที่ 1)

พบรูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดแบบผสม คิดเป็นร้อยละ 89.58 ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่นคิดเป็นร้อยละ 10.42 และไม่พบความล้มเหลวแบบยึดติดในทุกกลุ่มการทดลอง (รูปที่ 6)

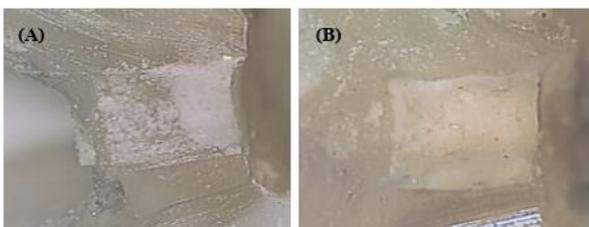


\* มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

\* Statistically significant difference ( $p < 0.05$ )

รูปที่ 5 กราฟแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุ จำแนกตามชนิดของวัสดุ

Figure 5 Bar chart shows the means push-out bond strength classified by types of material



รูปที่ 6 รูปแบบความล้มเหลวของการยึดติด (A) ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (B) ความล้มเหลวแบบผสม

Figure 6 Failure patterns (A) Mixed failure (B) Cohesive failure

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงพันธะผลึกออก (เมกะปาสกาล) สำหรับไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ และไบโอเดนทิน ที่มีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด

Table 1 Mean and standard deviations of push-out bond strength (MPa) for White ProRoot MTA, Retro MTA, and Biodentine with and without blood contamination

Material	Mean push-out bond strength $\pm$ S.D. (MPa)	
	Without blood contamination	With blood contamination
White ProRoot MTA	10.33 $\pm$ 2.17 <sup>Aa</sup>	7.42 $\pm$ 1.09 <sup>Ab</sup>
RetroMTA	9.69 $\pm$ 1.87 <sup>Aa</sup>	6.73 $\pm$ 1.08 <sup>Ab</sup>
Biodentine	15.74 $\pm$ 2.49 <sup>Ba</sup>	13.24 $\pm$ 1.92 <sup>Bb</sup>

- อักษรตัวพิมพ์ใหญ่ที่ต่างกันในกลุ่มหนึ่งเดียวกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง ( $p < 0.05$ )
- อักษรตัวพิมพ์เล็กที่ต่างกันในกลุ่มเดียวกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง ( $p < 0.05$ )
- Different superscript uppercase letters indicate intracolumn significant difference by two-way ANOVA ( $p < 0.05$ ).
- Different superscript lowercase letters indicate intrarow significant difference by two-way ANOVA ( $p < 0.05$ ).

## บทวิจารณ์

การศึกษานี้พบว่าไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงสุดทั้งในสภาวะมีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Adl และคณะ<sup>16</sup> Aggarwal และคณะ<sup>17</sup> Guneser และคณะ<sup>19</sup> และ Akcay และคณะ<sup>20</sup> ที่พบว่าไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ อาจเนื่องมาจากไบโอเดนทินมีขนาดอนุภาคเล็กกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ โดยอนุภาคส่วนใหญ่ของไบโอเดนทินมีขนาดเล็กกว่า 7.51 ไมโครเมตร ส่วนโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีขนาดอนุภาคส่วนใหญ่เล็กกว่า 19.386 ไมโครเมตร และ 24.948 ไมโครเมตรตามลำดับ<sup>21</sup> อนุภาคที่เล็กของไบโอเดนทินทำให้ซีเมนต์สามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดีกว่าและเกิดโครงสร้างแบบแท็ก (Tag-like structure) ซึ่งช่วยเพิ่มการยึดติดเชิงกลขนาดเล็ก (Micromechanical retention)<sup>19, 22</sup> ระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟันทำให้ไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกมากกว่าโปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ นอกจากนี้ยังพบว่าไบโอเดนทินสามารถปลดปล่อยแคลเซียมได้มากกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ<sup>23</sup> เมื่อแคลเซียมที่ปลดปล่อยออกมาสัมผัสกับของเหลวในเนื้อเยื่อที่มีส่วนประกอบของฟอสเฟตจะเกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) ช่วยเสริมการยึดติด

ระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน<sup>20,24</sup> จึงอาจเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้ไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกมากกว่าโปรรูทเอเอ็มทีเอ

แต่ผลการศึกษานี้ขัดแย้งกับการศึกษาของ Üstün และคณะ<sup>25</sup> ซึ่งพบว่าไบโอเดนทินมีค่าความต้านทานการหลุดออกน้อยกว่าโปรรูทเอเอ็มทีเอและเรโทรเอเอ็มทีเอ โดยการศึกษาดังกล่าวเก็บตัวอย่างเป็นเวลา 2 สัปดาห์ก่อนนำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกซึ่งเป็นเวลานานกว่าการศึกษานี้ การเก็บตัวอย่างไว้นานอาจช่วยเพิ่มความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ เนื่องจากแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จะยังมีปฏิกิริยาการก่อตัวต่อเนื่องได้แม้ผ่านช่วงเวลาที่วัสดุก่อตัวสมบูรณ์แล้ว ทำให้วัสดุมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป<sup>26,27</sup> แม้ในช่วงแรกไบโอเดนทินจะมีความต้านทานการหลุดออกสูงเนื่องจากมีอนุภาคเล็กสามารถแทรกเข้าไปในเนื้อฟันได้มากทำให้มีการยึดติดที่ดี แต่เมื่อเวลาผ่านไปโปรรูทเอเอ็มทีเอและเรโทรเอเอ็มทีเอต่างก็มีปฏิกิริยาการก่อตัวเกิดขึ้นต่อเนื่องส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้นตามเวลาดังนั้นเมื่อเก็บตัวอย่างไว้นานขึ้นมากกว่า 1 สัปดาห์จากการศึกษานี้ ความต้านทานการหลุดออกของโปรรูทเอเอ็มทีเอและเรโทรเอเอ็มทีเอจึงอาจสูงขึ้นจนเทียบเท่าหรือมากกว่าไบโอเดนทินได้

การศึกษานี้ยังพบว่าไวก์โปรรูทเอเอ็มทีเอมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงกว่าเรโทรเอเอ็มทีเอเล็กน้อยแต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในสภาวะมีและไม่มี การปนเปื้อนเลือด สอดคล้องกับการศึกษาของ Üstün และคณะ<sup>25</sup> ซึ่งอาจเนื่องมาจากขนาดอนุภาคของโปรรูทเอเอ็มทีเอและเรโทรเอเอ็มทีเอมีขนาดใกล้เคียงกัน<sup>21</sup> อย่างไรก็ตาม การศึกษาเกี่ยวกับเรโทรเอเอ็มทีเอยังมีน้อยและต้องการ การศึกษาเพิ่มเติมในอนาคต

การศึกษานี้พบว่าการปนเปื้อนเลือดทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุทั้งสามชนิดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Vanderweele และคณะ<sup>14</sup> Rahimi และคณะ<sup>15</sup> และ Adl และคณะ<sup>16</sup> แต่ขัดแย้งกับ Aggarwal และคณะ<sup>17</sup> และ Üstün และคณะ<sup>25</sup> ที่พบว่าการปนเปื้อนเลือดไม่ได้ทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุเปลี่ยนแปลงไป และ Singla และคณะ<sup>18</sup> ที่พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ไบโอเดนทินมีความต้านทานการหลุดออกเพิ่มขึ้น

เลือดมีส่วนประกอบที่เป็นเซลล์เม็ดเลือดและโปรตีนซึ่งจะไปอุดปิดต่อเนื้อฟันและทำให้เกิดช่องว่างระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน ขัดขวางการเกิดพันธะเชิงกลและ

เชิงเคมีระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันจนทำให้ความต้านทานการหลุดออกของวัสดุลดลง<sup>15,28</sup> แต่อาจเกิดขึ้นเพียงบางส่วนวัสดุ จึงยังคงยึดติดกับเนื้อฟันได้อยู่ นอกจากนี้เลือดยังขัดขวางปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุทำให้วัสดุก่อตัวไม่สมบูรณ์<sup>29</sup> Marquezan และคณะ<sup>28</sup> กล่าวว่าในระหว่างการก่อตัวอาจเกิดการรวมตัวของแคลเซียมซิลิเกตไฮดรต (Calcium silicate hydrate; C-S-H) และเลือดเกิดเป็นสารประกอบ C-S-H-blood ส่งผลต่อการก่อตัวของซีเมนต์และการเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ทำให้การก่อตัวของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ลดลง<sup>30</sup> และส่งผลเสียต่อความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ

การศึกษานี้พบว่ารูปแบบความล้มเหลวของการยึดติดของวัสดุทั้งในสภาวะมีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดส่วนใหญ่เป็นความล้มเหลวแบบผสมและไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดติดในทุกกลุ่มการทดลอง สอดคล้องกับการศึกษาของ Rahimi และคณะ<sup>15</sup> และ Adl และคณะ<sup>16</sup> ที่พบว่ารูปแบบความล้มเหลวส่วนใหญ่ของโปรรูทเอเอ็มทีเอและไบโอเดนทินทั้งในสภาวะมีและไม่มี การปนเปื้อนเลือดเป็นแบบผสม ซึ่งความล้มเหลวแบบผสมแสดงให้เห็นว่าวัสดุเองยังสามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้ดีในบางบริเวณ<sup>31</sup> และการไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดติดในทุกกลุ่ม รวมถึงการพบรูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่นซึ่งเป็นความล้มเหลวที่เกิดขึ้นภายในเนื้อวัสดุ แสดงให้เห็นว่าวัสดุทั้งสามชนิดค่อนข้างมีการยึดติดกับเนื้อฟันที่ดี สอดคล้องกับการศึกษาของ Han และ Okiji<sup>24</sup> ซึ่งศึกษาลักษณะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุไบโอเดนทินและเอเอ็มทีเอพบโครงสร้างเป็นแท่งบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุซึ่งเป็นตัวช่วยส่งเสริมการยึดติด

การศึกษานี้ประเมินค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุโดยใช้การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกซึ่งเป็นการทดสอบหนึ่งที่สามารถใช้ประเมินความแข็งแรงพันธะระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุ ซึ่งค่าความแข็งแรงพันธะที่ได้จะแสดงถึงความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ โดยเลือกทดสอบวัสดุหลังผสม 7 วัน เนื่องจากค่าความแข็งแรงพันธะของโปรรูทเอเอ็มทีเอและไบโอเดนทินหลังผสมในวันที่ 7 มากกว่าวันแรกอย่างมีนัยสำคัญ<sup>14,15,17</sup> และหลายการศึกษาแนะนำให้บูรณะวัสดุถาวรในวันที่ 7 ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่วัสดุมีความต้านทานการหลุดออกสูง<sup>14,17</sup> เนื่องจากคุณสมบัติของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ความต้านทานการหลุดออกสามารถเพิ่มขึ้นได้เมื่อเวลาผ่านไป<sup>26,27</sup>

การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกควรมีการเลือกขนาดหัวกดทดสอบที่เหมาะสม Pane และคณะ<sup>32</sup> แนะนำว่าหัวกดทดสอบควรมีขนาดขนาดอยู่ระหว่างร้อยละ 50-90 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟัน Chen และคณะ<sup>33</sup> แนะนำว่าหัวกดทดสอบควรมีขนาดไม่เกินร้อยละ 85 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟัน การศึกษานี้จึงใช้หัวกดทดสอบขนาด 1 มิลลิเมตร กับเส้นผ่านศูนย์กลางรูท่อขนาด 1.3 มิลลิเมตร คิดเป็นร้อยละ 77 ของเส้นผ่านศูนย์กลางรูท่อ สำหรับการความลึกของรูท่อ Deutsch และ Musikan<sup>34</sup> พบว่าความหนาเฉลี่ยของเนื้อฟันบริเวณง่ามรากฟันในฟันกรามคือ  $2.96 \pm 0.78$  มิลลิเมตร ดังนั้นจึงเตรียมความลึกของรูท่อเท่ากับ 2 มิลลิเมตร เท่ากับการศึกษาที่ผ่านมา<sup>15-17, 25</sup> ทำให้สามารถเปรียบเทียบค่าได้ การศึกษานี้ใช้ทั้งฟันกรามบนและฟันกรามล่างโดยมีทั้งรากแยกสองและสามราก โดย Singla และคณะ<sup>18</sup> พบว่าการใช้ฟันทั้งสองแบบไม่มีผลต่อผลการทดลอง

การศึกษานี้ใช้น้ำเกลือในการล้างทำความสะอาดรูท่อก่อนอุด เนื่องจากต้องการลดผลกระทบจากชนิดของน้ำยาล้างคลองรากฟันต่อค่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุ เช่น โซเดียมไฮโปคลอไรต์ (Sodium hypochlorite) ซึ่ง Alsubait<sup>35</sup> พบว่าโซเดียมไฮโปคลอไรต์ส่งผลให้ความแข็งแรงพันธะระหว่างโปรรูทเอ็มทีเอและเนื้อฟันเพิ่มขึ้นแต่ทำให้ความแข็งแรงพันธะของไบโอเดนตินลดลง คลอร์เฮกซิดีน (Chlorhexidine) เป็นน้ำยาล้างคลองรากฟันอีกชนิดที่มีการแนะนำให้ใช้ทางคลินิกในกรณีที่เกิดรูท่อ Singh และคณะ<sup>36</sup> พบว่าคลอร์เฮกซิดีนส่งผลเสียต่อความแข็งแรงพันธะของเอ็มทีเอแต่ไม่ส่งผลกระทบต่อความแข็งแรงพันธะของไบโอเดนติน

ในการศึกษานี้มีการนำวัสดุซิลิโคนชนิดพุดต้อออกก่อนนำตัวอย่างไปบ่มไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิซึ่งวัสดุอาจยังก่อตัวไม่เต็มที่โดยเฉพาะกับโปรรูทเอ็มทีเอที่มีระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้น (Initial setting time) อยู่ที่ 70-74 นาที และระยะเวลาการก่อตัวสุดท้าย (Final setting time) อยู่ที่ 210-320 นาที<sup>12</sup> ซึ่งกรณีนี้อาจไม่ได้ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะระหว่างวัสดุกับตัวฟัน เนื่องจากปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะมีส่วนใหญ่มาจากการที่มีสิ่งขัดขวางไม่ให้วัสดุเกิดพันธะกับตัวฟัน<sup>15</sup> หรือมีสิ่งขัดขวางปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุ<sup>28</sup> โดยขั้นตอนการนำวัสดุซิลิโคนชนิดพุดต้อออกมาได้ทำอย่างระมัดระวัง รวมถึงมีการตรวจความสมบูรณ์ของวัสดุก่อนนำเข้าสู่ควบคุมอุณหภูมิ

อย่างไรก็ตามควรหลีกเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดในขณะอุดซ่อมรูท่อเพื่อให้ความต้านทานการหลุดออกรวมถึงคุณสมบัติด้านอื่นของวัสดุอยู่ในสถานะดีที่สุด แต่ในกรณีที่เกี่ยวข้องไม่ได้จากการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าไบโอเดนตินมีค่าความต้านทานการหลุดออกสูงที่สุดเมื่ออยู่ในสภาวะปนเปื้อนเลือด ดังนั้นจึงอาจเป็นตัวเลือกหนึ่งสำหรับใช้อุดซ่อมรูท่อง่ามรากฟันเมื่อไม่สามารถเลี่ยงการปนเปื้อนเลือดได้และจำเป็นต้องบูรณะด้านบนด้วยวัสดุที่ต้องใช้แรงกดสูง แม้ว่าความต้านทานการหลุดออกของวัสดุจะเป็นคุณสมบัติสำคัญในการพิจารณาเลือกวัสดุอุดซ่อมรูท่อง่ามรากฟัน แต่ควรพิจารณาถึงคุณสมบัติด้านอื่นของวัสดุด้วย เช่น ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ความคงตัว การละลายตัว การเปลี่ยนสีฟัน และการฉีกของวัสดุ เป็นต้น

## บทสรุป

ภายใต้การศึกษานี้พบว่าไบโอเดนตินมีความต้านทานการหลุดออกสูงที่สุดในสภาวะมีและไม่มีการปนเปื้อนเลือดเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดซ่อมรูท่อง่ามรากฟัน รองลงมาคือไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอ ซึ่งไวท์โปรรูทเอ็มทีเอและเรโทรเอ็มทีเอมีความต้านทานการหลุดออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งสองสภาวะ และพบว่าการปนเปื้อนเลือดในขณะอุดซ่อมรูท่อง่ามรากฟันส่งผลให้ความต้านทานการหลุดออกของไบโอเดนติน ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

## เอกสารอ้างอิง

- Estrela C, Decurcio DA, Rossi-Fedele G, Silva JA, Guedes OA, Borges Á H. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. *Braz Oral Res* 2018;32(suppl 1):e73.
- Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod* 2011;37(11): 1512-5.
- Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Traumatol* 1996;12(6):255-64.
- Kakani AK, Veeramachaneni C, Majeti C, Tummala M, Khiyani L. A review on perforation repair materials. *J Clin Diagn Res* 2015;9(9):09-13.

5. 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.
  6. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010; 36(1):16-27.
  7. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993;19(11):541-4.
  8. Yildirim T, Gençoğlu N, Firat I, Perk C, Guzel O. Histologic study of furcation perforations treated with MTA or Super EBA in dogs' teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(1):120-4.
  9. Mente J, Leo M, Panagidis D, Saure D, Pfefferle T. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations-long-term results. *J Endod* 2014;40(6):790-6.
  10. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RF, Guimarães BM, Duarte MA. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod* 2014;40(8):1235-40.
  11. Vallés M, Mercadé M, Duran-Sindreu F, Bourdelande JL, Roig M. Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *J Endod* 2013;39(4):525-8.
  12. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I: vital pulp therapy. *Int Endod J* 2018;51(2):177-205.
  13. Kang SH, Shin YS, Lee HS, Kim SO, Shin Y, Jung IY, et al. Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an *ex vivo* study. *J Endod* 2015;41(5):737-41.
  14. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod* 2006;32(5):421-4.
  15. Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, et al. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *J Endod* 2013;39(5):697-700.
  16. Adl A, Sadat Shojaee N, Pourhatami N. Evaluation of the Dislodgement Resistance of a New Pozzolan-Based Cement (EndoSeal MTA) Compared to ProRoot MTA and Biodentine in the Presence and Absence of Blood. *Scanning* 2019;2019:3863069.
  17. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent* 2013;16(5):462-5.
  18. Singla M, Verma KG, Goyal V, Jusuja P, Kakkar A, Ahuja L. Comparison of push-out bond strength of furcation perforation repair materials - glass ionomer cement type II, hydroxyapatite, mineral trioxide aggregate, and biodentine: an *in vitro* study. *Contemp Clin Dent* 2018;9(3):410-4.
  19. Gunesser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod* 2013;39(3): 380-4.
  20. Akcay H, Arslan H, Akcay M, Mese M, Sahin NN. Evaluation of the bond strength of root-end placed mineral trioxide aggregate and Biodentine in the absence/presence of blood contamination. *Eur J Dent* 2016;10(3):370-5.
  21. Ha WN, Bentz DP, Kahler B, Walsh LJ. D90: The strongest contributor to setting time in mineral trioxide aggregate and portland cement. *J Endod* 2015;41(7): 1146-50.
  22. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lotfi M, Asaturian A, Ahmadi H. Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dental traumatology* 2013;29(4):323-7.
  23. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J* 2013; 46(9):808-14.
-

24. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J* 2011;44(12):1081-7.
25. Üstün Y, Topçuo lu HS, Akpek F, Aslan T. The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. *J Oral Sci* 2015;57(3):185-90.
26. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod* 2006;32(9):894-6.
27. Chedella SC, Berzins DW. A differential scanning calorimetry study of the setting reaction of MTA. *Int Endod J* 2010;43(6):509-18.
28. Marquezan FK, Kopper PMP, Dullius AIdS, Ardenghi DM, Graziotin-Soares R. Effect of blood contamination on the push-out bond strength of calcium silicate cements. *Braz Dent J* 2018;29:189-94.
29. Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2011;44(11):1011-8.
30. Thanavibul N PA, Ratisoontorn C. Effects of blood contamination on apatite formation, pH and ion release of three calcium silicate-based materials. *J Dent Assoc Thai* 2019;69(3):324-33.
31. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu A, Brambilla E, Ivanišević Malčić A, et al. Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clin Oral Investig* 2018;22(3): 1559-65.
32. Pane ES, Palamara JE, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod* 2013;39(5):669-73.
33. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod* 2013;39(2):283-7.
34. Deutsch AS, Musikant BL. Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *J Endod* 2004;30(6):388-90.
35. Alsubait SA. Effect of sodium hypochlorite on push-out bond strength of four calcium silicate-based endodontic materials when used for repairing perforations on human dentin: an *in vitro* evaluation. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(4): 289-94.
36. Singh S PR, Dadu S, Kulkarni G, Vivrekar S, Babel S. An *in vitro* comparison of push-out bond strength of biodentine and mineral trioxide aggregate in the presence of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate. *Endodontology* 2016;28:42-5.

### ผู้รับผิดชอบบทความ

กุลนันท์ คำรงวุฒิ

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

กรุงเทพฯ 10110

โทรศัพท์ : 02 649 5000

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : kunlanun\_d@hotmail.com

# Effect of Blood Contamination on Dislodgment Resistance of Three Calcium Silicate Cements in Furcation Perforation Models

Clawvuthinan A\* Piyachon C\*\* Dumrongvute K\*\*

## Abstract

The objective of this study is to compare the dislodgement resistance of three calcium silicate cements in the presence and absence of blood contamination. The study was performed on 48 human permanent molar teeth by creating a furcation perforation in the center of the pulpal floor with a diameter of 1.3 mm and a depth of 2 mm. The samples were randomly divided into two groups: the blood-contaminated and the uncontaminated groups. Each group was divided into three subgroups according to the type of material tested: White ProRoot MTA, Biodentine, and Retro MTA. Each subgroup included eight samples. In the blood-contaminated group, the walls of the perforated area were contaminated with blood before being filled with material, while the uncontaminated group was rinsed with saline. The samples were kept in an incubator at 37°C with 100% relative humidity for seven days before testing. The push-out bond strength was determined with a universal testing machine. Data were analyzed using two-way ANOVA and post-hoc Sidak test ( $p < 0.05$ ). A failure pattern was examined using a dental operating microscope at 25x magnification. The results showed that the dislodgement resistance of Biodentine, in the presence and absence of blood contamination, was significantly higher than White ProRoot MTA and Retro MTA. White ProRoot MTA and Retro MTA showed no significant difference in terms of dislodgement resistance. In the presence of blood contamination, the dislodgement resistance of three materials was significantly lower compared to the absence of blood contamination. Most failure patterns were mixed failures (89.58%). This study concluded that blood contamination reduced the dislodgement resistance of three calcium silicate cements. Biodentine had higher dislodgement resistance than White ProRoot MTA and Retro MTA.

**Keywords:** Blood contamination/ Dislodgement resistance/ White ProRoot MTA/ Biodentine/ Retro MTA

## Corresponding Author

Kunlanun Dumrongvute  
Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics,  
Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,  
Bangkok 10110  
Tel.: +66 2 649 5000  
Email: kunlanun\_d@hotmail.com

\* Graduate student, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok.

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