

ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด

ภัทร อันชน* สุวิทย์ วัฒนจิตต์**

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด เมื่ออุดรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด ซึ่งทำการศึกษาในฟันกรามน้อยล่างรากเดี่ยวจำนวน 60 ซี่ ตัดปลายรากฟันให้มีความยาว 8 มิลลิเมตร และจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดด้วยพีโซรีโมเมอร์ ขนาด 1-6 สุ่มคัดเลือกฟันออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ ซึ่งแบ่งตามชนิดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์: กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม – อุดตลอดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ซาร่วมกับเอเอช พลัส ซิลเลอร์, กลุ่มที่ 2 โปรรูเอเอ็มทีเอ, กลุ่มที่ 3 เอ็มทีเอแองเจิลส์ และกลุ่มที่ 4 เรโทรเอเอ็มทีเอ ทดสอบค่าความต้านทานการแตกหักของฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงสากล โดยมีความเร็วของแท่งหัวกด 1 มิลลิเมตรต่อนาที บันทึกค่าแรงจนเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตันวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณด้วยการทดสอบของสถิติเชฟเฟ ผลการศึกษาพบว่า กลุ่มควบคุมมีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่ากลุ่มการทดลองอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูเอเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และ เรโทรเอเอ็มทีเอ พบการแตกหักของรากฟันที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟันมากที่สุด จำนวน 27 ใน 45 ซี่ ดังนั้น การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้ง 3 ชนิด มีแนวโน้มเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด

คำใบ้: ความต้านทานการแตกหัก/ ฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิด/ วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Received: June 15, 2020

Revised: October 13, 2020

Accepted: November 06, 2020

บทนำ

การขึ้นของฟันมีความสัมพันธ์กับการเจริญของรากฟัน โดยส่วนมากเมื่อฟันขึ้นสู่ช่องปากมักพบการสร้างของรากฟัน 3 ใน 4 ของความยาวรากฟันทั้งหมด¹ ซึ่งการเกิดอุบัติเหตุและการอักเสบรวมถึงการตายของเนื้อเยื่อในของฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์เป็นสาเหตุหลักที่ทำให้การเจริญของรากฟันหยุดลง² เป็นผลให้รากฟันสั้น ผนังคลองรากฟันบางและปลายรากฟันเปิด (Open apex) ซึ่งเป็นความท้าทายของการรักษาลงรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ เนื่องจากไม่มีแนวกันปิดปลายรากฟัน (Apical barrier) ทำให้การอุดคลองรากฟันไม่มีจุดหยุดก่อนที่จะสัมผัสกับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (Periapical tissues) นอกจากนี้ผนังคลองรากฟันที่บางของฟันที่เจริญไม่สมบูรณ์มีโอกาสการแตกหักของรากฟันมากกว่าฟันที่เจริญสมบูรณ์แล้ว³

วัตถุประสงค์หลักในการรักษาฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ คือ การกระตุ้นให้มีการปิดของปลายรากฟันภายหลัง

ทำให้คลองรากฟันปราศจากเชื้อ โดยวิธีการหนึ่ง คือ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ เอเพ็กซ์ซิฟิเคชัน (Calcium hydroxide apexification) ซึ่งเป็นวิธีการที่ง่าย ราคาถูก สามารถกระตุ้นให้มีการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง⁴และมีประสิทธิภาพในการนำเชื้อ⁵ แต่ใช้ระยะเวลาในการรักษา มีความเสี่ยงจากการรั่วซึมของวัสดุบูรณะและการแตกหักของรากฟัน⁶ จึงมีวิธีการรักษาโดยอาศัยหลักการทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue engineering) ซึ่งเป็นกระบวนการทางชีวภาพที่มีการทดแทนเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายไป นั่นคือ รีเจนเนอเรทิฟเอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics) ส่งผลให้เกิดการปิดของปลายรากฟันร่วมกับการหนาตัวของผนังคลองรากฟันและความยาวรากฟันเพิ่มมากขึ้น แต่วิธีนี้มีข้อควรระวังในผู้ป่วยมีอาการแพ้ยาปฏิชีวนะที่ใช้ในคลองรากฟันรวมถึงกรณีที่มีความจำเป็นในการใส่เดือยฟัน⁶ หรือในบางกรณีที่มีการเจริญของรากฟันใกล้จะสมบูรณ์ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรูเปิดปลายรากฟันที่

* แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี

** ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

จำกัด ทำให้เซลล์ต้นกำเนิดเข้ามาภายในคลองรากฟันได้จำกัด เป็นผลให้ต้องใช้เวลาเวลานานเพื่อให้เกิดการสร้างแนวกัน ปิดปลายรากฟัน จึงมีวิธีการรักษาด้วยการทำเอมทิเอ เอเพ็ก ชิฟิเคชัน (MTA apexification) โดยการสร้างแนวกันปิดปลาย รากฟัน ด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ซึ่งใช้ ระยะเวลาการรักษาน้อย และมีอัตราความสำเร็จในการรักษา สูง⁷

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จัดอยู่ใน กลุ่มไบโอเซรามิก (Bioceramics) ที่มีส่วนประกอบหลัก คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium silicate) และ ไดแคลเซียม ซิลิเกต (Dicalcium silicate) โดยการก่อตัวของวัสดุต้องมีน้ำ เป็นส่วนที่ทำให้เกิดการแข็งตัว ซึ่งเรียกปฏิกิริยาดังกล่าวว่า ปฏิกิริยาไฮเดรชัน (Hydration reaction) และเกิดเป็น แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide) ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์ ที่ได้จากปฏิกิริยา ส่งผลให้ความเป็นกรดต่ำของวัสดุมีค่าสูง ทำให้สามารถด้านเชื้อจุลินทรีย์และกระตุ้นให้เกิดการสร้าง เนื้อเยื่อแข็ง⁸ นอกจากนี้สามารถเกิดการขยายภายหลังการก่อ ตัวของวัสดุเล็กน้อย ส่งผลให้เกิดความแนบสนิทกับผนัง คลองรากฟัน⁹ ในปัจจุบันวัสดุในกลุ่มนี้มีการผลิตมาหลาย รูปแบบ เช่น โปรรูทเอมทิเอ เอมทิเอเองเจส เร โพรเอมทิเอ เป็นต้น

ในปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าการปิดกัน ปลายรากฟันต้องใช้วัสดุที่มีความหนาอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร¹⁰ แต่ในบางกรณีมีความจำเป็นต้องอุดวัสดุปลายรากฟันที่มี ความหนาเพิ่มมากขึ้น เพื่อสร้างความแนบสนิทมากกว่า เฉพาะบริเวณปลายรากฟัน เช่น ฟันที่มีการละลายของ รากฟัน (Root resorption) และการซ่อมรูทะลุรากฟัน (Root perforation) รวมถึงในกรณีฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์มีผนัง คลองรากฟันบาง นอกจากปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของ เนื้อฟันที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน โดยวัสดุ ที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อ ความต้านทานการแตกหักของฟัน

จากการศึกษาก่อนหน้า^{3,11} พบว่าการสร้างแนวกัน ปิดปลายรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ส่งผลต่อความแข็งแรงและความต้านทานต่อการแตกหักของ ฟัน จากการศึกษาของ Cicek และคณะในปี 2017¹² พบว่า เมื่อ อุดเอมทิเอตลอดความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความ ต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่ากลุ่มที่อุดในระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Gaddalay และ

คณะ ในปี 2019¹¹ พบว่า เมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยเอมทิ เอเองเจส ส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟัน มากกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร โดยจาก การศึกษาที่ผ่านมา ยังไม่มีการนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกต ซีเมนต์ชนิดอื่นมาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของ ฟันเมื่อทำการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน

ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟัน เมื่ออุดตลอด ความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอมทิเอ เอมทิเอเองเจสและเร โพรเอมทิเอในฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็น แนวกันปิดปลายรากฟัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้ได้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยใน มนุษย์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ (SWUEC/X-084/ 2562) เป็นที่เรียบร้อยแล้ว ทำการคัดเลือกฟันกรามน้อยล่างซี่ แรกที่ถูกถอนด้วยเหตุการจัดฟัน จำนวน 60 ซี่ ซึ่งมีจำนวน รากและคลองรากฟันเดี่ยว ไม่มีรอยผุ ไม่มีวัสดุอุด ไม่มี ลิขณะการละลายของรากฟันภายใน รวมถึงไม่มีรอยร้าว หรือรอยแตก ความยาวเฉลี่ยของฟันอยู่ที่ 20 ± 1 มิลลิเมตร โดย แช่ใน 0.1% ไธมอล (0.1% Thymol: M Dent Shop By Faculty of Dentistry, Mahidol University) ถ้าภาพถ่ายรังสีดูลักษณะ คลองรากฟัน

การเตรียมฟันให้มีลักษณะทางกายวิภาคใกล้เคียงกัน โดยตัดบริเวณปลายรากฟันให้มีความยาวรากฟัน 8 มิลลิเมตร และขยายคลองรากฟันด้วยพีโซรีมเมอร์ ขนาด 1-6 (Peeso reamers: Mani Inc., Tochigi, Japan) ให้ได้ลักษณะการเจริญ ของรากฟันแบบที่ 3 ตามการจัดกลุ่มของ Cvek ในปี 1991³ โดยมีอัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันกับพื้นที่ในคลอง รากฟัน ที่ตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบ ฟันที่อัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 และมีความยาว 2 ใน 3 ของ ความยาวรากฟัน และถ่ายภาพรังสีดูลักษณะคลองรากฟัน (รูป ที่ 1A) เปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันในส่วนตัวฟันด้วยหัวกรอ กากเพชรทรงกลม (Round diamond bur: Jota, Rüthi, Switzerland) ล้างคลองรากฟันด้วย 2.5% โซเดียมไฮโปคลอไรด์ ปริมาตร 1 มิลลิลิตร (2.5% Sodium hypochlorite: ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) และล้างคลอง รากฟันครั้งสุดท้ายด้วย 17% กรดเอทิลีนไดอะมีนเตตระอะซิติก ปริมาตร 1 มิลลิลิตร (17% Ethylenediaminetetraacetic acid:

ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซัปรูปกรวยแหลม (Absorbent paper point: Dentsply, Bangkok, Thailand)

แบ่งฟันออกเป็น 4 กลุ่ม โดยแบ่งแบบสุ่มอย่างง่าย ออกเป็นกลุ่มควบคุม 1 กลุ่ม และกลุ่มทดลอง 3 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่

กลุ่มที่ 1 (กลุ่มควบคุม) อุดตลอดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา (Gutta-percha: Dentsply Maillefer, Tulsa, USA) และเอชพลัสซีลเลอร์ (AH⁺ sealer: Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Germany)

กลุ่มที่ 2 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot[®] MTA: Dentsply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) ผสมส่วนผงและน้ำในอัตราส่วน 3:1 ผสมจนมีลักษณะเป็นก้อนปั้นได้ ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 4 ชั่วโมง

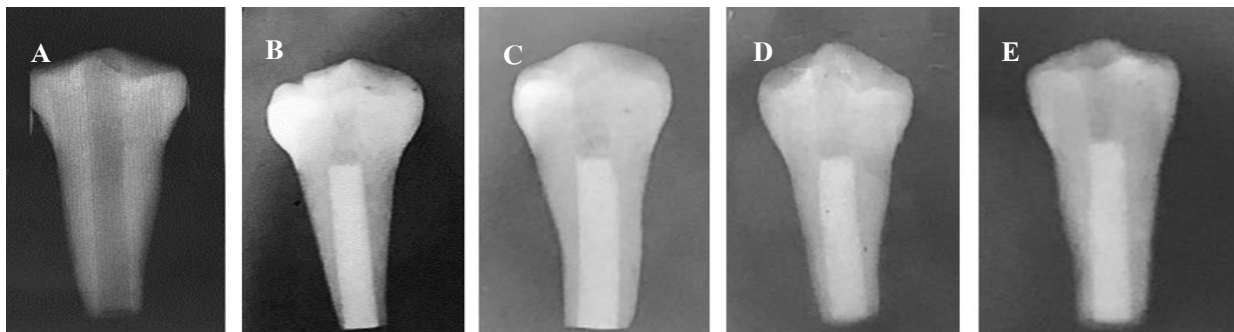
กลุ่มที่ 3 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจลุส (MTA angelus[®]: Angelus Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil) ผสมส่วนผง 1 ช้อนและส่วนน้ำ 1 หยด ผสมเป็นเวลา 30 วินาที ให้เป็นเนื้อเดียวกันที่มีลักษณะทรายเปียกน้ำ (Wet sand) ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 15 นาที

กลุ่มที่ 4 อุดตลอดคลองรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA[®]: BioMTA, Seoul, Korea) ผสมส่วนผง 0.3 กรัม ต่อส่วนน้ำจำนวน 3 หยด ผสมทั้งสองส่วนให้เป็นเนื้อเดียวกัน

อย่างเบามือเป็นเวลา 20 วินาที จนวัสดุมีลักษณะชุ่มไปด้วยของเหลวและรอจนกระทั่งพื้นผิวของวัสดุที่มีลักษณะมันวาวหายไป ใส่สำลีสับน้ำวางบนวัสดุ เก็บในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 10 นาที

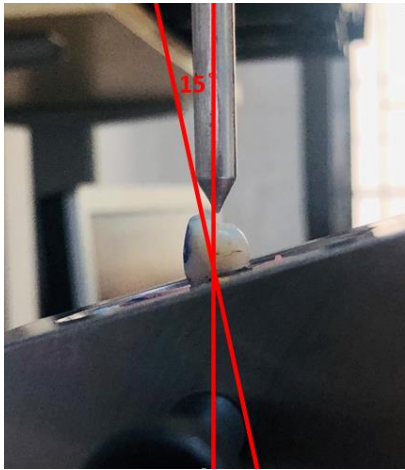
อุดตลอดคลองรากฟันโดยนำวัสดุใส่ในคลองรากฟัน และกดวัสดุให้แน่นกับผนังคลองรากฟันด้วยเอ็นโดคอนดิกพลักเกอร์ (Endodontic plugger: Dentsply Maillefer, Tulsa, USA) ร่วมกับกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิค (Ultrasonic P5 Newtron XS[™]: Satelec Acteon, Merignac, France) ใช้หัวอัลตราโซนิคสัมผัสกับเอ็นโดคอนดิกพลักเกอร์โดยใช้ความแรงที่ระดับ 4¹³ และถ่ายภาพรังสีดูความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับคลองรากฟันและความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุ (รูปที่ 1B-1E) หลังจากวัสดุก่อตัวเต็มที่อุดปิดด้วยวัสดุอุดชั่วคราวเควิต (Cavit: ESPE, Seefeld, Germany) เก็บไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เป็นเวลา 4 สัปดาห์

สร้างอวัยวะปริทันต์จำลองโดยนำรากฟันมาจุ่มด้วยจีฟี่งเหลวให้มีความหนาประมาณ 0.2-0.3 มิลลิเมตร ได้รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน 2 มิลลิเมตร ซึ่งจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันและสันกระดูกเบ้าฟัน (Crestal bone)¹⁴ และนำไปใส่ในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเอง (Self-cure acrylic resin: GC America Inc., Illinois, USA) นำฟันและจีฟี่งออก แทนที่จีฟี่งด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไลท์บอดี (Light-body silicone impression material: Davis Schottlander & Davis Ltd, London, UK) และใส่ฟันกลับเข้าที่เดิม



รูปที่ 1 ภาพถ่ายรังสีแสดง (A) ฟันจำลองสภาวะปลายรากฟัน (B) กัตตาเปอร์ชา (C) กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ (D) เอ็มทีเอแองเจลุส (E) เรโทรเอ็มทีเอ
Figure 1 Radiographic films show (A) Simulated Open Apex Teeth (B) Gutta percha (C) ProRoot[®] MTA (D) MTA Angelus[®] (E) Retro MTA[®]

นำฟันที่เตรียมไว้ยึดกับเครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine, EZTest: Shimadzu, Kyoto, Japan) ให้แรงทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟันบริเวณกึ่งกลางพื้นเอียงด้านลิ้น (Lingual incline plane) ของปุ่มฟันด้านแก้ม (Buccal cusp) ด้วยแท่งหัวกดที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีรูปร่างกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1 มิลลิเมตร โดยให้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อวินาที¹⁵ (รูปที่ 2) บันทึกค่าแรงจนเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตัน



รูปที่ 2 หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน

Figure 2 The load applied at an angle of 15° to long axis of tooth

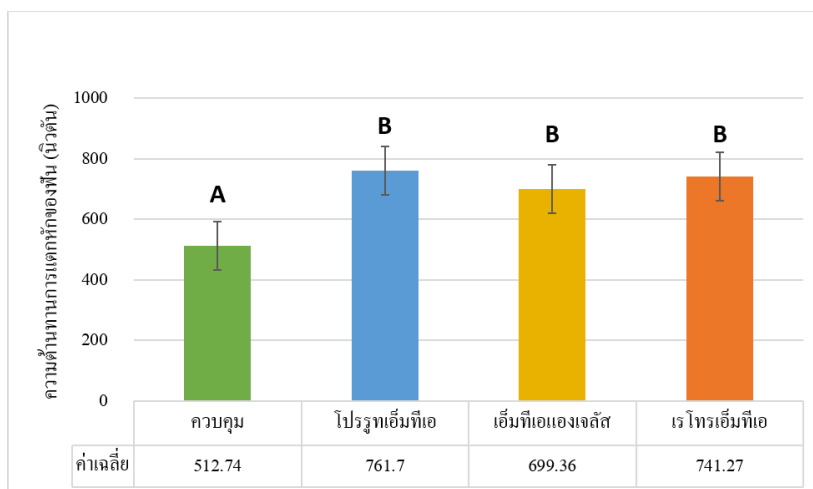
ศึกษาลักษณะการแตกหักของฟัน โดยแบ่งตำแหน่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่ง: ตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน กลุ่มที่สอง: ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน (Cervical one third) อยู่ระหว่างรอยต่อเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันถึง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน กลุ่มที่สาม:

ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน (Middle one third) อยู่ระหว่างรอยต่อ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟันถึง 1 ใน 3 ของปลายรากฟัน (รูปที่ 4A) และนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope-OPMI pico: Carl Zeiss, Göttingen, Germany) ด้วยกำลังขยาย 12.5 เท่า เพื่อดูลักษณะการแตกระหว่างวัสดุในกลุ่มเคลือบเซมิเคลเซมิเมนต์กับผนังคลองรากฟัน

วิเคราะห์ข้อมูลความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์และเรโทรมเอ็มทีเอ ในฟันจำลองสถานะปลายรากฟันเปิดด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติเชฟเฟ (Scheffe test)

ผล

เมื่อวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติเชฟเฟ พบว่า กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ (741.27 ± 82.14 นิวตัน) เอ็มทีเอแองเจิลส์ (699.36 ± 93.41 นิวตัน) และ เรโทรมเอ็มทีเอ (741.27 ± 82.14 นิวตัน) มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัศตาเปอร์ชา (512.74 ± 80.14) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มเคลือบเซมิเคลเซมิเมนต์แต่ละชนิด ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของวัสดุทั้งสามชนิด (รูปที่ 3)

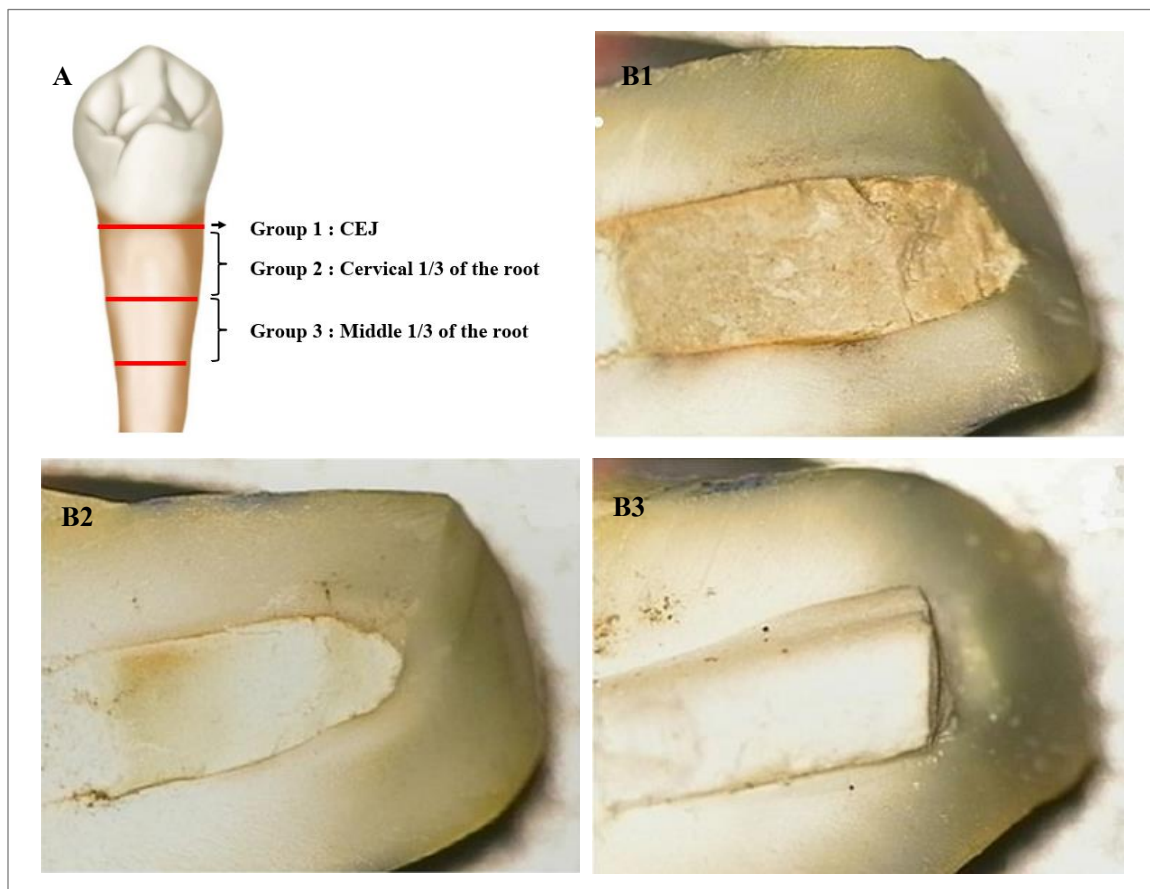


รูปที่ 3 กราฟแท่งแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงสูงสุดที่ทำให้เกิดการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

Figure 3 Bar chart illustrating the means and standard deviations of the maximum force at fracture within each group

จากการศึกษารูปแบบการแตกภายหลังจากการให้แรงค่อฟันจนเกิดการแตกหัก พบว่ารอยแตกมีลักษณะเฉียงลงสู่รากฟันและสามารถแบ่งตำแหน่งที่เกิดการแตกได้ 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่งระดับการแตกในตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน จำนวน 3 ใน 45 ซึ่ง กลุ่มที่สองการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 15 ใน 45 ซึ่ง และ กลุ่มที่สามการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 27 ใน 45 ซึ่ง

เมื่อนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ ปฏิบัติการทันตกรรม บริเวณพื้นผิวของผนังคลองรากฟันที่เกิดการแตกหัก พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบลักษณะการแตกดังกล่าวได้ทั้งในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส และเรโทรเอ็มทีเอ จำนวน 42 ใน 45 ซึ่ง (รูปที่ 4B)



รูปที่ 4 (A) ตำแหน่งการแตกของรากฟัน (B) ฟันที่ส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (B1) กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ (B2) เอ็มทีเอแองเจิลส (B3) เรโทรเอ็มทีเอ

Figure 4 (A) Fractured positions (B) Fractured positions were scanned by Dental Operating Microscope (B1) ProRoot® MTA (B2) MTA Angelus® (B3) Retro MTA®

บทวิจารณ์

การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดที่ผ่านมาได้ศึกษาในฟันหลายกลุ่มตัวอย่าง เช่น ฟันแกะ^{16,17} ฟันวัว^{18,19} ฟันมนุษย์สภาวะปลายรากฟันเปิดที่ถูกถอนด้วยเหตุจัดฟัน²⁰ ฟันมนุษย์จำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด³ ซึ่งการศึกษานี้เลือกทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่างของมนุษย์ที่ได้รับการจำลองสภาวะ

ปลายรากฟันเปิด เนื่องจากทำให้สามารถควบคุมการทดลองให้ฟันแต่ละซี่มีความใกล้เคียงกันและจำลองการบดเคี้ยวของมนุษย์จึงสามารถนำผลที่ได้มาเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการประยุกต์ใช้ทางคลินิก

การศึกษานี้เลือกใช้วิธีการเตรียมคลองรากฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในฟันกรามน้อยที่มีการเจริญ

ของรากฟันที่ระดับ 3 ซึ่งแบ่งตามการศึกษาของ Cvek ในปี 1991³ เนื่องจากเป็นระยะการเจริญของรากฟันที่สามารถเตรียมคลองรากฟันให้ได้ขนาดมาตรฐานเท่ากันทุกซี่และสามารถพบระยะดังกล่าวได้จริงในช่องปากมนุษย์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Cicek และคณะ ในปี 2017¹² ได้ศึกษาความต้านทานการแตกหักของฟันในการเจริญของรากฟันที่ระดับ 3 ในฟันตัดหน้าบน จากการศึกษาได้ทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่าง โดยมีความยาวเฉลี่ยอยู่ที่ 20-21 มิลลิเมตร²¹ และมีรากฟันยาวเฉลี่ย 12 มิลลิเมตร จึงได้เตรียมความยาวรากฟันให้มีความยาว 2 ใน 3 ของรากฟัน ซึ่งเท่ากับ 8 มิลลิเมตร และขยายตลอดคลองรากฟันด้วยฟิโชมเมอร์ ขนาด 1-6 เพื่อให้ได้อัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันต่อฟันที่ในคลองรากฟัน ตำแหน่งเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันให้มีอัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 โดยภายหลังการเตรียมคลองรากฟันและอุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ได้มีการควบคุมคุณภาพของฟันที่นำมาศึกษาให้ได้มาตรฐานใกล้เคียงกันทุกซี่ โดยการถ่ายภาพรังสีดูลักษณะคลองรากฟันและความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับคลองรากฟันและความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุ

การศึกษานี้ได้เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุที่แตกต่างกัน 3 ชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ การเลือกวัสดุทั้ง 3 ชนิดนั้น เนื่องจากโปรรูทเอ็มทีเอเป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตชนิดแรกที่เกิดขึ้นโดยเกิดจากกระบวนการเผาและเป็นที่นิยมใช้ในงานเอ็นโดคอนดิกส์ โดยมีองค์ประกอบหลักเป็นพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ อีปซัม และสารที่บ่งสีเป็นบิสฟีนอลเอ ซึ่งมีการก่อตัวที่นาน 140-165 นาที^{22,23} ส่วนเอ็มทีเอแองเจิลส์เป็นวัสดุอีกชนิดที่เลือกใช้การศึกษาในครั้งนี้ ซึ่งเกิดจากกระบวนการเผาและมีองค์ประกอบคล้ายกับโปรรูทเอ็มทีเอแต่ไม่มีส่วนประกอบของอีปซัมจึงทำให้ระยะเวลาในการแข็งตัวของวัสดุน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ ซึ่งมีระยะเวลาในการแข็งตัวเริ่มต้น 15 นาที²⁴ เรโทรเอ็มทีเอเป็นวัสดุอีกชนิดที่เลือกใช้การศึกษาในครั้งนี้ เกิดจากกระบวนการสังเคราะห์จึงไม่พบสารพิษหลงเหลือภายในวัสดุ มีระยะเวลาการก่อตัวที่รวดเร็ว 3 นาที เนื่องจากมีอนุภาคของวัสดุขนาดเล็กจึงทำปฏิกิริยากับน้ำได้รวดเร็วยิ่งขึ้นและมีส่วนประกอบของแคลเซียมคาร์บอเนตที่ช่วยให้ระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุลดลง²⁵ นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอมีเซอร์โคเนียมออกไซด์เป็นสารที่บ่งสีแทนบิสฟีนอลเอ²⁶

การศึกษานี้ได้บูรณะส่วนตัวฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราวเควิต เนื่องจากต้องการศึกษาผลของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่อุดภายในคลองรากฟันต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน จึงได้บูรณะฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราว เพื่อลดปัจจัยของวัสดุบูรณะส่วนตัวฟันที่ส่งผลต่อค่าความต้านทานการแตกหักของฟัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Tuna และคณะ ในปี 2011²⁰ ได้ศึกษาในฟันกรามน้อยที่ถูกถอนด้วยเหตุผลการจัดฟันซึ่งยังเจริญไม่สมบูรณ์และบูรณะส่วนตัวฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราวไออาร์เอ็ม (Zinc oxide eugenol cement; IRM: Dentsply, Konstanz, Germany)

การศึกษานี้ได้ทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงสากด โดยการให้แรงกระทำต่อฟันในหนึ่งช่วงเวลา (Static measurement) โดยการศึกษาได้ทำในฟันฟันกรามน้อยล่างรากเดียว และกำหนดให้หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน เพื่อจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันกรามน้อยบนและฟันกรามน้อยล่าง โดยค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยบนมีค่าเท่ากับ 7 องศา และค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยล่างมีค่าเท่ากับ 8.4 องศา²⁷

จากการศึกษานี้ไม่พบความแตกต่างของความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้ง 3 ชนิด ซึ่งอาจเกิดจากองค์ประกอบส่วนใหญ่ของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีความใกล้เคียงกัน คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต นอกจากนี้คุณสมบัติทางกายภาพ (Physical property) ของวัสดุ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นและความแนบสนิทที่ดีของโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอมีค่าไม่แตกต่างกัน โดยพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นเท่ากับ 15-30 จิกะปาสกาล²⁸ นอกจากนี้วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดมีความแนบสนิทที่ดีและมีความสามารถในการยึดติดกับผนังคลองรากฟันไม่แตกต่างกัน ซึ่งเกิดจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในช่องเนื้อฟัน²⁹ ร่วมกับการขยายตัวเล็กน้อยภายหลังการก่อตัวที่ใกล้เคียงกันของวัสดุทั้งสามชนิด โดยพบการขยายตัวของโปรรูทเอ็มทีเอ (0.08%)⁹ เอ็มทีเอแองเจิลส์ (0.088%) และเรโทรเอ็มทีเอ (0.09%)³⁰ มีค่าใกล้เคียงกัน

จากการศึกษานี้พบว่าความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด ในกลุ่มทดลองทั้งสามกลุ่มมีค่ามากกว่ากลุ่มควบคุมที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตาเปอร์ชา ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ EL-Ma'aita และคณะในปี 2012³¹ พบว่าฟันกรามน้อยที่อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ็มมีค่าความต้านทานการแตกของฟันในแนวตั้งมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตาเปอร์ชา เมื่อระยะเวลา 6 เดือน ซึ่งอาจมีสาเหตุจากความ เป็นหน่วยเดียวกัน (Monoblock) ระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน ทำให้เกิดความยึดหยุ่นสามารถดูดซับแรงและกระจายแรงได้ดี ทำให้ฟันเกิดความแข็งแรงมากยิ่งขึ้นและลดโอกาสการแตกหักของฟัน³²

ปัจจัยสำคัญในการเกิดความเป็นหน่วยเดียวกันคือค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นที่มีใกล้เคียงกันระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน การเสริมวัสดุที่มีค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันในฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์และมีผนังคลองรากฟันบาง เป็นผลให้การเปลี่ยนแปลงรูปร่างต่อแรงกระทำใกล้เคียงกับเนื้อฟันและเกิดการกระจายความเค้นได้ดีจึงลดโอกาสการแตกหักของฟัน โดยพอร์ดแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอ็ม มีค่าโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นในระยะเริ่มต้นเมื่อเกิดการก่อตัวของวัสดุมีค่าเท่ากับ 1.7 จิกะปาสกาล และเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป 2 สัปดาห์มีค่าเท่ากับ 15-30 จิกะปาสกาล²⁸ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับโมดูลัสของสภาวะยึดหยุ่นของเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11-20 จิกะปาสกาล³³

ความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้เกิดความเป็นหน่วยเดียวกัน โดยการเกิดปฏิกิริยาไฮดรอกซีจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์และทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ ซึ่งกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน²⁹ ร่วมกับการขยายตัวภายหลังการก่อตัวของวัสดุเป็นผลให้เกิดความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน^{9, 34}

ผลการทดลองในครั้งนี้มีแตกต่างจากการศึกษาของ Cicek และคณะในปี 2017¹² พบว่า เมื่ออุดโปรรูทเอ็มทีเอ็มตลอดคลองรากฟันมีค่าความต้านทานการแตกหักน้อยกว่ากลุ่มที่โปรรูทเอ็มทีเอ็มที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร อาจมีสาเหตุจากความดันสูงของวัสดุส่งผลให้การสูญเสียโครงสร้างโปรตีน (Denaturation) และ เกิดการสลายพันธะของโปรตีน (Hydrolysis) ระหว่างโครงสร้างของเนื้อฟันคือ ผลึกไฮดรอก

ซีอะพาไทต์และเส้นใยคอลลาเจน (Collagenous fibrils) โดยความดันที่สูงสามารถทำลายหมู่คาร์บอกซีเลต (Carboxylate) และหมู่ฟอสเฟต (Phosphate) เป็นผลให้เกิดการยุบตัวของโครงสร้างเนื้อฟันและเกิดความอ่อนแอ³⁵

เมื่อนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบได้ทั้งในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ็ม เอ็มทีเอ็มแอ่งเจตัส และเรโทรเอ็มทีเอ็ม จำนวน 42 ใน 45 ซึ่ง อาจเกิดจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน เกิดเป็นพันธะเคมีระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน³⁶ โดยลักษณะของผลึกที่เกิดขึ้นช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงและเพิ่มความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน เป็นผลให้ลักษณะของชิ้นฟันที่เกิดการแตกหักมีการแยกภายในของเนื้อวัสดุและยังคงยึดติดกับผนังคลองรากฟัน

บทสรุป

การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ็ม เอ็มทีเอ็มแอ่งเจตัส และเรโทรเอ็มทีเอ็ม สามารถเพิ่มค่าความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด เมื่อเปรียบเทียบกับกรอุดด้วยกัตาเปอร์ชาและเอเอสพลัส ซิลเลอร์ แต่ไม่มีความแตกต่างระหว่างกลุ่มทดลอง และส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้สนับสนุนทุนอุดหนุนงานวิจัย ขอขอบพระคุณอ.ดร.ทพญ. จารุมา ศักดิ์ดี ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์เพื่อการปรับปรุงแก้ไขงานวิจัยในครั้งนี้มีความถูกต้องสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณคณาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และ ทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน และบุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือในการดำเนินงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Haavikko K. The formation and the alveolar and clinical eruption of the permanent teeth. An orthopantomographic study. *Fin Lakaresallsk Handl* 1970;66(3):103.
2. Andreasen J, Ravn J. Epidemiology of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample. *Int J Oral Sci* 1972;1(5):235-39.
3. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1992;8(2):45-55.
4. Okabe T, Sakamoto M, Takeuchi H, Matsushima K. Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J endod* 2006;32(3):198-201.
5. Siqueira Jr J, Lopes H. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J* 1999;32(5):361-69.
6. Endodontics AAo. AAE Clinical considerations for a regenerative procedure. 2018.
7. Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P. The use of mineral trioxide aggregate in one visit apexification treatment: a prospective study. *Int Endod J* 2007; 40(3): 186-97.
8. 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.
9. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J endod* 2008;34(1):80-82.
10. Pace R, Giuliani V, Pini Prato L, Baccetti T, Pagavino G. Apical plug technique using mineral trioxide aggregate: results from a case series. *Int Endod J* 2007;40(6):478-84.
11. Gaddalay S, Gite S, Kale A, Ahirao Y, Mohani S, Badgire A. A comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth using different obturating material: An *in-vitro* study. *Int J Sci Res* 2019;9(1):106-11.
12. Çiçek E, Yılmaz N, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S, Bilgin B. Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *J endod* 2017;43(10):1697-700.
13. Escribano-Escrivá B, Micó-Muñoz P, Manzano-Saiz A, Giner-Lluesma T, Collado-Castellanos N, Muwaquet-Rodríguez S. MTA apical barrier: In vitro study of the use of ultrasonic vibration. *J Clin Exp Dent* 2016; 8(3):e318.
14. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate—an *in vitro* study. *Endod Dent Traumatol* 2016;32(2):116-20.
15. Torabi K, Fattahi F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an *in vitro* study. *Indian J Dent Res* 2009; 20(3):282.
16. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J endod* 2007;33(4):480-83.
17. Hatibovic-Kofman Š, Raimundo L, Zheng L, Chong L, Friedman M, Andreasen JO. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Endod Dent Traumatol* 2008; 24(3):272-76.
18. Schmoldt SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE, Yaccino JM. Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *J endod* 2011;37(10): 1390-93.
19. Bortoluzzi E, Souza E, Reis J, Esberard R, Tanomaru M. Fracture strength of bovine incisors after intra radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J* 2007;40(9):684-91.
20. Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Endod Dent Traumatol* 2011;27(3):174-78.

21. Cohen S, Hargreaves KM. Pathways of the pulp. 9th ed. New York: Mosby;2006.
22. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J endod 1995;21(7):349-53.
23. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. J endod 2006;32(3):193-97.
24. Tanomaru-Filho M, Morales V, da Silva GF, Bosso R, Reis JM, Duarte MA, et al. Compressive strength and setting time of MTA and Portland cement associated with different radiopacifying agents. ISRN dent 2012;2012.
25. 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.
26. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, Retro MTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. J Conserv Dent 2015;18(6): 445.
27. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972;62(3):296-09.
28. Haecker CJ, Garboczi E, Bullard J, Bohn R. Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. Cem Concr Res 2005;35(10):1948-60.
29. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate based endodontic materials. Int Endod J 2013; 46(9):808-14.
30. Kang JY, Kim JS, Yoo SH. Comparison of setting expansion and time of OrthoMTA, ProRoot MTA and Portland cement. J Korean Acad Pediatr Dent 2011;38(3): 229-36.
31. EL-Ma'aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC. Resistance to vertical fracture of MTA filled roots. EndodDent Traumatol 2014;30(1):36-42.
32. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J endod 2007;33(4):391-98.
33. Kinney J, Marshall S, Marshall G. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14(1): 13-29.
34. Health NIO. Stem cell basics. Stem Cell Information. 2009 [cited 2009 Apr 18]. Available from: <http://stemcells.nih.gov/info/basics/basics6.asp>.
35. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Ford TRP. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root end filling materials. J endod 1995;21(6):295-99.
36. Hoshino E, Kurihara Ando N, Sato I, Uematsu H, Sato M, et al. *In vitro* antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. Int Endod J 1996; 29(2): 125-30.

ผู้รับผิดชอบบทความ

สุวิทย์ วิมลจิตต์

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เขตพัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110

โทรศัพท์: 02 649 5000 #15112

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: suvit@swu.ac.th

Fracture Resistance of Simulated Open Apex Teeth Filled with Three Brands of Calcium Silicate Cement

Ancheun P* Wimonchit S**

Abstract

The aim of this study was to examine the fracture resistance of simulated immature teeth after root canal filling with three brands of calcium silicate cement. A total of sixty single-rooted lower premolars were sectioned to obtain an 8 mm length. An artificial open apex was prepared using a No.1- No.6 Peeso Reamers on entire the length of the tooth. After that, all specimens were randomly allocated into 4 groups of 15 teeth each, according to the type of calcium silicate cement: groups I (control) - completely filled with gutta-percha and AH+ sealer, groups II - ProRoot MTA, groups III - MTA angelus and groups IV - Retro MTA. Each specimen was then subjected to fracture testing using a Universal Testing Machine. The samples were loaded at a crosshead speed of 1 mm/min until the fracture occurred. The maximum force needed to fracture was recorded in newtons. The data were analyzed statistically by One-Way ANOVA with a Scheffe test. Results: The control group showed significantly lower fracture resistance compared to the other groups ($P < .05$). No significant differences in fracture resistance between the ProRoot MTA, MTA angelus, and Retro MTA groups were revealed ($P > .05$). The most common fracture level was the 1/3 middle in 27 of 45 teeth. The immature teeth were completely filled with ProRoot MTA, MTA angelus, and Retro MTA which seemed to increase fracture resistance.

Keywords: Fracture resistance/ Simulated open apex root/ Calcium silicate cement

Corresponding Author

Suwit Wimonchit

Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics,

Faculty of Dentistry,

Srinakarinwirot University,

Wattana Bangkok, 10110.

Tel.: +66 2 649 5000 #15112

Email: suvit@swu.ac.th

* Dental Department, Sunpasitthiprasong Hospital, Amphur Muang, Ubonratchathani.

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