



ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยวัสดุใน
กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด

FRACTURE RESISTANCE OF SIMULATED OPEN APEX ROOT WITH THREE BRANDS
OF CALCIUM SILICATE CEMENT AS AN APICAL PLUG

ภัทร อันชีน

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2562

ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยวัสดุใน
กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

FRACTURE RESISTANCE OF SIMULATED OPEN APEX ROOT WITH THREE BRANDS
OF CALCIUM SILICATE CEMENT AS AN APICAL PLUG



PATTARA ANCHEUN

A Thesis Submitted in partial Fulfillment of Requirements
for MASTER OF SCIENCE (Clinical Dentistry)
Faculty of Dentistry Srinakharinwirot University

2019

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยวัสดุใน

กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด

ของ

ภัทร อันซีน

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

(อาจารย์ ดร.จารุมา ศักดิ์ดี)

ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.สมลินี พิมพ์
ขาวขำ)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ชินาลย์ ปิยะชน)

ชื่อเรื่อง	ความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากพื้นเปิดเมื่อ อุดปลายรากพื้นด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามชนิด
ผู้วิจัย	ภัทร อันชีน
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2562
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. จารุมา ศักดิ์ดี

วัตถุประสงค์ : ศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากพื้นเปิด เมื่อสร้างแนวกันปิดปลายรากพื้นด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ 3 ชนิด วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ : พื้นกรามน้อยล่างรากเดี่ยวจำนวน 60 ซี่ ตัดปลายรากพื้นให้มีความยาว 8 มิลลิเมตร และจำลองสภาวะปลายรากพื้นเปิดด้วยพีไชรึมเมอร์ ขนาด 1-6 ตลอดความยาวรากพื้น แบ่งกลุ่มโดยการสุ่มคัดเลือกพื้นออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ ซึ่งแบ่งตามชนิดของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์; กลุ่มที่ 1 โปรรูทเอ็มทีเอ, กลุ่มที่ 2 เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์, กลุ่มที่ 3 เรโทรเอ็มทีเอ และกลุ่มที่ 4 กลุ่มควบคุม ทำการอุดด้วยวัสดุที่ระบุไว้ในแต่ละกลุ่ม ยกเว้นกลุ่มที่ 4 ทำการอุดตลอดคลองรากพื้นด้วยกัตตาเปอร์ชา ทำการทดสอบค่าความต้านทานการแตกหักของพื้นด้วยเครื่องทดสอบแรงสากลให้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนเกิดการแตกหัก และบันทึกค่าแรงสูงสุดที่ทำให้พื้นเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตัน ทำการถ่ายรูปขึ้นพื้นที่แตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม เปรียบเทียบค่าความต้านทานการแตกหักของพื้นด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และสถิติเชฟเฟ (Scheffe test) ผลการศึกษา: กลุ่มควบคุมมีค่าความต้านทานการแตกหักของพื้นน้อยกว่ากลุ่มการทดลองอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 เมื่ออุดภายในคลองรากพื้นด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และ เรโทรเอ็มทีเอ ขึ้นพื้นที่แตกส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากพื้น จำนวน 27 ใน 45 ซี่ สรุป: การอุดตลอดคลองรากพื้นด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ มีแนวโน้มเพิ่มความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากพื้นเปิด

คำสำคัญ : ปลายรากพื้นเปิด, แนวกันปิดปลายรากพื้น, ความต้านทานการแตกหัก, วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

Title	FRACTURE RESISTANCE OF SIMULATED OPEN APEX ROOT WITH THREE BRANDS OF CALCIUM SILICATE CEMENT AS AN APICAL PLUG
Author	PATTARA ANCHEUN
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2019
Thesis Advisor	Dr. Jaruma Sakdee

Objective: The aim of this study was to examine the fracture resistance of simulated immature teeth after orthograde apical plug with three brands of calcium silicate cement. Materials and Methods: Sixty single-rooted lower premolars were sectioned to obtain 8 mm length. An artificial open apex was prepared using a No.1-No.6 Peeso Reamers all the length of the tooth. After that, all specimens were randomly allocated into 4 groups, 15 teeth each, according to the type of calcium silicate cement: groups I - ProRoot MTA, groups II - MTA angelus, groups III - Retro MTA and groups IV (control) – completely filling with gutta-percha. 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 to fracture was recorded in newtons. Data were analyzed statistically by One-Way ANOVA with Scheffe test. Results: The control group showed significantly lower fracture resistance compared with the other groups ($p < .05$). No significant difference 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. Conclusions: The immature teeth complete filling with ProRoot MTA, MTA angelus, and Retro MTA seems to increase the fracture resistance.

Keyword : Open apex Apical barrier Fracture resistance Calcium silicate cement

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้สนับสนุนทุนอุดหนุนงานวิจัย ขอขอบพระคุณ อ.ดร.ทพญ.จารุมา ศักดิ์ดี และ ผศ.ทพ.สุวิทย์ วัฒนจิตต์ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์เพื่อการปรับปรุงแก้ไขงานวิจัยในครั้งนี้มีความถูกต้องสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่านและบุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือในการดำเนินงานวิจัย

ท้ายที่สุดขอขอบคุณบิดา มารดา เพื่อนๆ และบุคคลรอบข้างทุกคนที่คอยเป็นกำลังใจและสนับสนุนจนทำให้สามารถสำเร็จการศึกษาในครั้งนี้ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้ด้วย

ภัทร อันชีน

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญรูปภาพ	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
คำถามงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย	3
ความมุ่งหมายของการวิจัย.....	4
ขอบเขตของการวิจัย	5
ตัวแปรที่ศึกษา	5
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	5
กรอบแนวคิดการวิจัย	5
สมมุติฐานการวิจัย.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
การรักษาคลองรากฟันสภาวะปลายรากฟันเปิด	7
แคลเซียมไฮดรอกไซด์ เอเพ็กซ์ซิฟเคชัน (calcium hydroxide apexification)	8
รีเจนเนอเรทีฟ เอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics)	9
เอ็มทีเอ เอเพ็กซ์ซิฟเคชัน (MTA apexification)	10

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement).....	12
มินอรัล ไตรออกไซด์ แอกรีเกต (Mineral Trioxide Aggregate: MTA)	12
เอ็มทีเอแองเจิลัส (MTA Angelus®)	16
เรโทรเอ็มทีเอ (Retro MTA®)	18
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	20
การคัดเลือกพื้นที่ใช้ในการทดลอง.....	20
การเตรียมพื้นที่ใช้ในการทดลอง.....	20
การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการทดลอง.....	21
การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน	23
การศึกษาลักษณะการแตกหักของฟัน	25
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	26
บทที่ 4 ผลการวิจัยและการวิเคราะห์ข้อมูล.....	27
การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน	27
การศึกษารูปแบบการแตกของฟัน	31
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	35
การสรุปผลการวิจัย.....	35
การอภิปรายผลการวิจัย	35
ข้อเสนอแนะ	43
บรรณานุกรม	44
ภาคผนวก.....	56
ประวัติผู้เขียน.....	59

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 ค่าความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดตลอดคลอง รากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และ เรโทรเอ็มทีเอ	29
ตาราง 2 ตำแหน่งการแตกของรากฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วย โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอ แอง เจิ้ลส์ และ โทรเอ็มทีเอ	33



สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย	5
ภาพประกอบ 2 เอททริงไกต์ (Ettringite) ที่มีลักษณะเป็นผลึกคล้ายเข็ม (46)	14
ภาพประกอบ 3 แผ่นผลึกทรงเหลี่ยมผิวเรียบขนาดใหญ่ (Laminar plate-like crystals) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide)(48)	15
ภาพประกอบ 4 การเตรียมฟันในการทดลอง	21
ภาพประกอบ 5 ก.โปรรูทเอ็มทีเอ ข.เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ค.เรโทรเอ็มทีเอ	21
ภาพประกอบ 6 กลุ่มทดลองที่อุดวัสดุเพื่อเป็นแนวกันปลายรากฟันที่ระดับ 8 มิลลิเมตร กลุ่มที่ 1 กัตตาเปอร์ชา (สีชมพู) กลุ่มที่ 2 โปรรูทเอ็มทีเอ (สีเขียว), กลุ่มที่ 3 เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ (สีฟ้า), กลุ่มที่ 4 เรโทรเอ็มทีเอ (สีม่วง), วัสดุอุดชั่วคราว (สีเทา)	23
ภาพประกอบ 7 การสร้างอวัยวะปริทันต์จำลองโดยนำรากฟันมาจุ่มด้วยซีเมนต์เหลว (สีชมพู) และแท่นที่ซีเมนต์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไลต์บอดี้ (สีเขียว)	24
ภาพประกอบ 8 เครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine)	24
ภาพประกอบ 9 หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน	25
ภาพประกอบ 10 กล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope)	25
ภาพประกอบ 11 เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในกลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เรโทรเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และกลุ่มควบคุมที่อุดด้วยกัตตาเปอร์ชา	30
ภาพประกอบ 12 ตำแหน่งการแตกของรากฟัน (ภาพบนมุมด้านหน้า – frontal view, ภาพล่างมุมด้านข้าง – lateral view) ก.รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน ข.บริเวณคอฟัน ค.บริเวณกึ่งกลางรากฟัน	31
ภาพประกอบ 13 ฟันที่นำมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม ก.กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ ข.เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ค.เรโทรเอ็มทีเอ	34

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

โดยปกติการเจริญของรากฟันจะสมบูรณ์และมีการปิดของปลายรากภายหลังจากขึ้นมาในช่องปากประมาณ 3 ปี(1) ซึ่งการเกิดอุบัติเหตุและการอักเสบรวมถึงการตายของเนื้อเยื่อในของฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์เป็นสาเหตุหลักที่ทำให้การเจริญของรากฟันหยุดลง(2) โดยหนึ่งในความท้าทายของการรักษาคลองรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ คือลักษณะปลายรากฟันเปิด (open apex) ซึ่งมีสาเหตุจากการไม่มีแนวกันปิดปลายรากฟัน (apical barrier) ทำให้การอุดคลองรากฟันเป็นไปได้ยากเนื่องจากไม่มีจุดหยุดของวัสดุอุดคลองรากฟันก่อนที่จะสัมผัสกับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (periodontal tissues) นอกจากนี้ผนังคลองรากฟันที่บางของฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ยังเพิ่มโอกาสการแตกหักของรากฟัน(3) โดยความหนาของเนื้อฟันเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญต่อความต้านทานในการแตกหักของฟัน ซึ่งการสูญเสียโครงสร้างของฟันทำให้เพิ่มโอกาสการแตกหักของฟันเมื่อได้รับแรงจากการบดเคี้ยวหรือแรงที่กระทำต่อฟันให้เกิดการบาดเจ็บ (traumatic forces)(4)

วัตถุประสงค์หลักในการรักษาฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ที่มีสภาวะการอักเสบหรือเกิดการตายของเนื้อเยื่อใน คือ การกระตุ้นให้มีการปิดของปลายรากฟันภายหลังทำให้คลองรากฟันปราศจากเชื้อ โดยวิธีหนึ่งในการรักษาซึ่งเป็นวิธีแบบดั้งเดิม คือ การใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) ผสมกับแคมโฟเรตพาราคลอโรฟีนอล (camphorated p-chlorophenol)(5) แต่เนื่องจากความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อจึงได้มีการเปลี่ยนมาผสมกับน้ำกลั่นซึ่งเป็นวิธีการที่ง่าย ราคาถูกและมีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อ(6) แต่พบว่าใช้ระยะเวลานานเฉลี่ย 5-20 เดือน(7) ซึ่งเป็นผลให้เพิ่มโอกาสการแตกหักของฟันบริเวณคอฟฟันในระหว่างการรักษาและความต้านทานการแตกหักของฟันลดลงเมื่อระยะเวลาผ่านไป 12 เดือน(8) และอาจเกิดความเสี่ยงในการติดเชื้อหากมีการรั่วซึมของวัสดุอุดชั่วคราว นอกจากนี้ยังไม่สามารถพยากรณ์ระยะเวลาการปิดของปลายรากฟันภายหลังการรักษาได้(9)

การเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อในหรือรีเจนเนอเรทีฟ เอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics) เป็นอีกวิธีการหนึ่งในการกระตุ้นให้มีการปิดของปลายรากฟัน โดยเป็นกระบวนการทางชีวภาพที่มีการทดแทนเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายไปซึ่งอาศัยหลักการทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue engineering) ซึ่งสามารถส่งเสริมให้มีการปิดของปลายรากฟันและมีการหนาตัวของผนังคลองรากฟันร่วมกับความยาวรากฟันเพิ่มมากขึ้น แต่เนื่องจากข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีนี้ คือ ผู้ป่วยมี

อาการแพ้ยาปฏิชีวนะที่ใส่ในคลองรากฟันเพื่อหวังผลในการฆ่าเชื้อ หรือในกรณีที่มีความจำเป็นในการใส่เดือยฟัน(10) หรือในบางกรณีรูเปิดปลายรากฟันมีขนาดเล็กส่งผลให้ทางเข้าของเซลล์ต้นกำเนิดจำกัด(11) หากจะใช้วิธีรักษาด้วยการเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อในจะใช้เวลาและอาจพบการปิดปลายรากฟันเพียงอย่างเดียว โดยไม่มีการหนาตัวของผนังคลองรากฟันและความยาวรากฟันที่เพิ่มขึ้น จึงมีการนำเสนอวิธีการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน (apical barrier) ด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement) ซึ่งเป็นวัสดุที่อยู่ในกลุ่มไบโอเซรามิก (bioceramics) เพื่อเป็นอีกทางเลือกหนึ่งเมื่อเกิดความล้มเหลวหรือมีข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีการเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อใน(12, 13)

เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าการปิดกันปลายรากฟันต้องใช้วัสดุที่มีความหนาน้อยกว่า 3 มิลลิเมตร โดยการอุดฟันปลายรากฟันด้วยเอมทิเอที่ระดับความหนา 3-5 มิลลิเมตร มีความเหมาะสมที่สุดที่สามารถพบการสร้างผลึกอะพาไทต์ในเนื้อฟันซึ่งส่งเสริมให้เกิดความแนบสนิทที่ดีมากยิ่งขึ้น(14) (15) และพบว่าความแนบสนิทระหว่างเอมทิเอเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันที่ระดับความหนา 3-4 มิลลิเมตร มีความแนบสนิทดีกว่าที่ระดับความหนา 1-2 มิลลิเมตร (16) จากการศึกษาของ Lodayekar และคณะ ในปี 2009(17) ได้เปรียบเทียบความแนบสนิทเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยโปรรูทเอมทิเอ(ProRoot® MTA) และเอมทิเอแองเจิลัส (MTA Angelus®) ที่ระดับความหนา 5 มิลลิเมตร พบว่า โปรรูทเอมทิเอและเอมทิเอแองเจิลัส มีค่าความแนบสนิทที่ดีไม่แตกต่างกัน และเมื่อเปรียบเทียบความแนบสนิทของโปรรูทเอมทิเอ และเรโทรเอมทิเอ (Retro MTA®) ที่ใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันที่ระดับความหนา 3 มิลลิเมตร เมื่อประเมินความแนบสนิทโดยการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดพบว่าความแนบสนิทของวัสดุทั้งสองชนิดไม่มีความแตกต่างกัน(15)

การอุดปิดกันปลายรากฟันแม้จะพบว่ามีความแนบสนิทที่ดี แต่การรักษาด้วยวิธีนี้ไม่สนับสนุนการเพิ่มของเนื้อเยื่อฟันทำให้ความแข็งแรงของฟันไม่มีการเพิ่มขึ้นแต่ในบางสภาวะ เช่น การละลายของรากฟันภายใน (internal root resorption) การช่อมรูทะลุรากฟัน (root perforation) รวมถึงบางกรณีที่ผนังคลองรากฟันบาง มีความจำเป็นต้องสร้างความแนบสนิทมากกว่าเฉพาะที่ปลายรากฟันโดยการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในระดับความหนาที่มากกว่า 3 มิลลิเมตร (18) ดังนั้นในกรณีดังกล่าวการเสริมวัสดุที่มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างต่อแรงกระทำใกล้เคียงกับเนื้อฟันซึ่งสามารถลดโอกาสการแตกหักของฟัน นอกจากนี้ปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน วัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อ

ความต้านทานการแตกหักของฟัน หากวัสดุมีการขยายตัวภายหลังการก่อตัวในปริมาณมากและมีค่าความเป็นด่างสูงซึ่งส่งผลต่อโครงสร้างความแข็งแรงของเนื้อฟัน อาจเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ส่งผลต่อความแข็งแรงของฟันในอนาคต

และจากการศึกษาก่อนหน้า(19, 20) พบว่าเมื่อสร้างแนวกันปลายรากฟันด้วยวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตในระดับความหนาที่แตกต่างกันมีผลต่อความแข็งแรงและความต้านทานการแตกหักของฟัน Cicek และคณะ ในปี 2017(19) พบว่าเมื่ออุดโปรรูทเอ็มทีเอ ตลอดความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตรอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่างการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร แต่จากการศึกษาของ Gaddalay และคณะ ในปี 2019(21) เมื่ออุดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ตลอดความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร

เป็นที่ทราบกันดีว่าเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติที่เหมาะสมและถูกยอมรับให้เป็นวัสดุมาตรฐานในการนำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์ โดยการศึกษาที่ผ่านมายังไม่มีการนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ชนิดอื่นมาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน จึงได้มีความสนใจเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากเปิด เมื่ออุดตลอดความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และเรโพรเอ็มทีเอเพื่อเป็นวัสดุในการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน

คำถามงานวิจัย

การอุดตลอดความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์และเรโพรเอ็มทีเอในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็นแนวกันปิดปลายรากฟันส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟันแตกต่างกันหรือไม่

ความสำคัญของการวิจัย

การอุดคลองรากฟันที่มีสภาวะปลายรากฟันเปิดร่วมกับมีผนังคลองรากฟันที่บาง เป็นไปได้ยากเนื่องจากไม่มีจุดหยุดของวัสดุอุดคลองรากฟัน นอกจากนี้ผนังคลองรากฟันที่บางยังเพิ่มโอกาสการแตกหักของรากฟัน(3) การรักษารากฟันที่มีสภาวะปลายรากฟันเปิดด้วยการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันด้วยวัสดุประเภทแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เป็นอีกทางเลือกหนึ่งเมื่อเกิดความล้มเหลวหรือมีข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีการเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อใน (regenerative endodontic treatment)(12, 13) การสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียม

ซิติเกตซีเมนต์ที่ระดับความหนาอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร(14, 16, 22) สามารถเสริมสร้างความแนบสนิทที่เพียงพอได้แต่ในบางสภาวะ เช่น การละลายของรากฟันภายใน (internal root resorption) การซ่อมรูทะลุรากฟัน (root perforation) รวมถึงบางกรณีที่ผนังคลองรากฟันบาง มีความจำเป็นต้องสร้างความแนบสนิทมากกว่าเฉพาะที่ปลายรากฟันโดยการอุดปลายรากฟันด้วยวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิติเกตซีเมนต์ในระดับความหนาที่มากกว่า 3 มิลลิเมตร โดยระดับความหนาของวัสดุที่แตกต่างกันสามารถส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน จากการศึกษาของ Cicek และคณะ ในปี 2017 (19) พบว่า เมื่ออุดโปรรูทเอ็มทีเอ ตลอดความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตรอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่างการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Gaddalay และคณะ ในปี 2019(21) เมื่ออุดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจิ้ลสตลอดความยาวคลองรากฟัน ส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร นอกจากปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน วัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่เพิ่มความเสี่ยงในการแตกหักของฟัน หากวัสดุมีการขยายตัวภายหลังการก่อตัวในปริมาณมากร่วมกับมีความเป็นด่างสูงซึ่งส่งผลต่อโครงสร้างความแข็งแรงของเนื้อฟัน อาจเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ส่งผลต่อความแข็งแรงของฟันในอนาคตปัจจุบันเป็นที่ทราบกันดีว่าเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติที่เหมาะสมและถูกยอมรับให้เป็นวัสดุมาตรฐานในการนำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์ จึงได้มีความสนใจเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากเปิด เมื่ออุดตลอดความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลสและเรโทรเอ็มทีเอ การศึกษานี้คาดหวังว่าจะเป็นประโยชน์ในการนำข้อมูลไปใช้ทางคลินิกในการเลือกใช้วัสดุที่เหมาะสมในการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันและส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยที่สุด

ความมุ่งหมายของการวิจัย

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟัน เมื่ออุดตลอดความยาวรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลสและเรโทรเอ็มทีเอในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็นแนวกันปิดปลายรากฟัน

ขอบเขตของการวิจัย

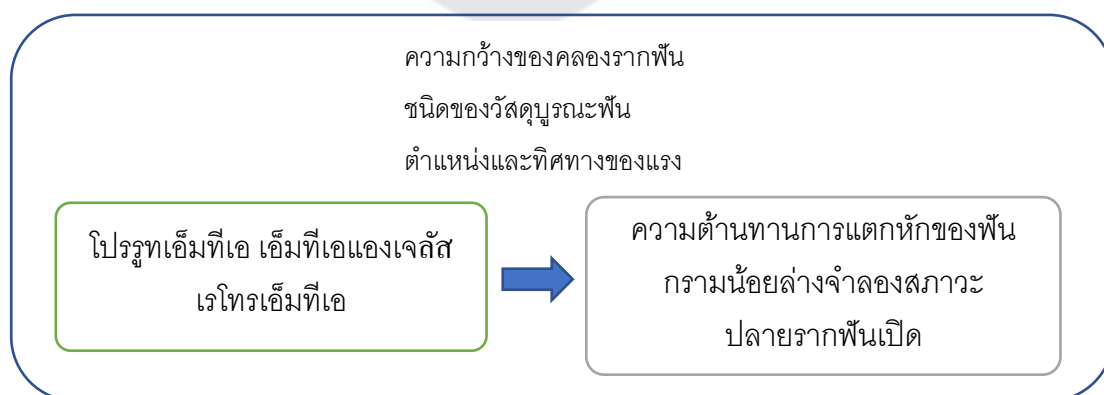
ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรต้น คือ วัสดุอุดปลายรากฟันในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์และเรโทรเอ็มที
2. ตัวแปรตาม คือ ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยล่างจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด
3. ตัวแปรควบคุม คือ ความกว้างของคลองรากฟัน ชนิดของวัสดุบูรณะฟัน ตำแหน่งและทิศทางของแรงที่กระทำต่อฟัน

นิยามศัพท์เฉพาะ

1. ปลายรากฟันเปิด (Open apex) หมายถึง ลักษณะปลายรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ โดยไม่พบจุดหยุดปลายรากฟัน
2. แนวกันปิดปลายรากฟัน (Apical barrier) หมายถึง แนวกันที่สร้างจากวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เพื่อสร้างจุดหยุดปลายรากฟัน
3. ความต้านทานการแตกหัก (Fracture resistance) หมายถึง ความต้านทานต่อการแตกหักเมื่อให้แรงกระทำต่อตัวฟัน
4. วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) หมายถึง วัสดุอัน ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot® MTA) เอ็มทีเอแองเจิลส์ (MTA Angelus®) และเรโทรเอ็มทีเอ (Retro MTA®) ที่นำมาอุดภายในคลองรากฟัน

กรอบแนวคิดการวิจัย



สมมติฐานการวิจัย

การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลสและเรโพรเอ็มทีเอในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็นแนวกันปิดปลายรากฟันส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟันแตกต่างกันหรือไม่

สมมติฐานหลัก : การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลสและเรโพรเอ็มทีเอในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็นแนวกันปิดปลายรากฟันส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟันไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : การอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลสและเรโพรเอ็มทีเอในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเพื่อเป็นแนวกันปิดปลายรากฟันส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟันแตกต่างกัน



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. การรักษาคอลงรากฟันสภาวะปลายรากฟันเปิด
2. วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement)

การรักษาคอลงรากฟันสภาวะปลายรากฟันเปิด

การเกิดอุบัติเหตุต่อฟันและฟันผุเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เนื้อเยื่อในเกิดการตายในฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์(23) โดยฟันผุเป็นโรคที่มีสาเหตุมาจากการติดเชื้อแบคทีเรีย เมื่อแบคทีเรียมีการแทรกซึมเข้าไปในเนื้อเยื่อในส่งผลให้เกิดการอักเสบและหากไม่ได้รับการรักษาหรือกำจัดสาเหตุการติดเชื้อ โรคจะมีการดำเนินต่อไปส่งผลให้เกิดการตายของเนื้อเยื่อในและลุกลามไปสู่เนื้อเยื่อปลายรากฟัน(24) นอกจากนี้แรงจากการเกิดอุบัติเหตุทำให้เกิดการขาดเลือดมาเลี้ยงเนื้อเยื่อในนำไปสู่การตายของเนื้อเยื่อใน ผู้ป่วยที่เกิดอุบัติเหตุในฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์และเกิดการตายของเนื้อเยื่อในร่วมกับหยุดการเจริญของรากฟันจะอยู่ในช่วงอายุ 8-10 ปี(6) ส่วนสาเหตุอื่นๆ เช่น ความผิดปกติของฟันยังเป็นปัจจัยสนับสนุนที่ทำให้เกิดการตายของเนื้อเยื่อใน พบว่าเดนส์ อินเวจินาตัส (dens invaginatus) มีเนื้อเยื่อแข็งที่ปกป้องเนื้อเยื่อในที่บางและลักษณะโครงสร้างตัวฟันที่เอื้อต่อการเกิดฟันผุได้ง่ายจึงเพิ่มโอกาสการอักเสบและการตายของเนื้อเยื่อในมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้เดนส์ อีเวจินาตัส (dens evaginatus) มีโอกาสเกิดการแตกหักหรือการสึกของปุ่มฟันที่ยกตัวสูงขึ้นมาจากด้านบดเคี้ยวเป็นเหตุให้เกิดการตายของเนื้อเยื่อในและเกิดพยาธิสภาพบริเวณปลายรากฟันตามมา(25)

การติดเชื้อและการตายของเนื้อเยื่อในฟันส่งผลกระทบต่อเยื่อหุ้มผิวรากฟันเฮิร์ตวิก (Hertwig's epithelial root sheath) ซึ่งมีหน้าที่กำหนดการสร้างรากฟันทั้งรูปร่าง ความยาวและความหนาของรากฟัน ส่งผลให้การเจริญของรากฟันหยุดลง(2) ร่วมกับเซลล์โอโดนต์โอบลาสต์ (odontoblast) หยุดการทำงาน(26) ซึ่งเป็นผลให้ผนังคอลงรากฟันบาง รากฟันสั้นและปลายรากฟันเปิด

หนึ่งในความท้าทายของการรักษาคอลงรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ คือ ลักษณะปลายรากฟันเปิด (open apex) ไม่มีแนวกันปิดปลายรากฟัน (apical barrier) ทำให้การอุดคลองรากฟันเป็นไปได้ยากเนื่องจากไม่มีจุดหยุดของวัสดุอุดคลองรากฟันก่อนที่จะสัมผัสกับเนื้อเยื่อรอบปลาย

รากฟัน (periapical tissues) นอกจากนี้ผนังคลองรากฟันที่บางของฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ยังเพิ่มโอกาสการแตกหักของรากฟัน(3) โดยความหนาของเนื้อฟันเป็นอีกปัจจัยที่สำคัญต่อความแข็งแรงของฟัน ซึ่งการสูญเสียโครงสร้างของฟันทำให้เพิ่มโอกาสการแตกหักเมื่อได้รับแรงจากการบดเคี้ยวหรือแรงที่กระทำต่อฟันให้เกิดการบาดเจ็บ (traumatic forces) ซึ่งส่งผลต่อการคงอยู่ของฟันในระยะยาว(4) จากการศึกษาของ Cvek ในปี 1991(18) พบว่าฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์มีโอกาสแตกหักบริเวณคอฟันมากกว่าฟันที่เจริญสมบูรณ์ และนอกจากนี้การแตกหักของรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ขึ้นอยู่กับพัฒนาการของรากฟันโดยฟันที่เจริญได้มากมีอัตราการแตกหักที่น้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับฟันที่เจริญได้น้อย

แคลเซียมไฮดรอกไซด์ เอเพกซิฟิเคชัน (calcium hydroxide apexification)

วัตถุประสงค์หลักในการรักษาฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ที่มีสภาวะการอักเสบหรือเกิดการตายของเนื้อเยื่อใน คือ การกระตุ้นให้มีการปิดของปลายรากฟันภายหลังทำให้คลองรากฟันปราศจากเชื้อ วิธีหนึ่งในการรักษา คือ การกระตุ้นปลายรากให้มีแนวกันปิดปลายรากฟัน โดยวิธีแบบดั้งเดิมได้ใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) ผสมกับแคมโฟเรตพาราคลอโรฟินอล (camphorated p-chlorophenol)(5) แต่เนื่องจากความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อจึงได้มีการเปลี่ยนมาผสมกับน้ำกลั่น ขั้นตอนการรักษาโดยกำหนดความยาวรากฟันและล้างทำความสะอาดคลองรากฟันร่วมกับการใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์เพื่อควบคุมการติดเชื้อและยับยั้งการละลายตัวของปลายรากฟันจากการอักเสบ (apical inflammatory resorption) เมื่อไม่พบลักษณะการอักเสบภายในคลองรากฟันจึงใส่แคลเซียมไฮดรอกไซด์และเปลี่ยนวัสดุทุก 1-3 เดือน จนกว่าจะมีการปิดของปลายรากฟันและทำการอุดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา(27) นอกจากนี้แคลเซียมไฮดรอกไซด์มีคุณสมบัติในการต้านเชื้อจุลินทรีย์ซึ่งเป็นผลมาจากการปลดปล่อยไฮดรอกซิลไอออนที่มีความเป็นด่างสูง (pH 9.5) และยังมีคุณสมบัติในการเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง จากการศึกษาของ Dylewski ในปี 1971(28) ได้ศึกษาการเหนี่ยวนำให้เกิดการปิดของปลายรากฟันในลิงบริเวณฟันหน้าบนที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์โดยการใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ พบว่ามีการเพิ่มจำนวนของเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (connective tissue) เซลล์ซีเมนโตบลาสต์ เซลล์สร้างเส้นใย และเอ็นยึดปริทันต์บริเวณปลายรากฟันและเกิดเนื้อเยื่อแข็งที่มีลักษณะคล้ายเนื้อฟันแต่ไม่พบว่ามีท่อเนื้อฟัน (osteodentine) ซึ่งได้มีการสร้างต่อเนื่องกับเนื้อฟันในตำแหน่งปลายรากฟัน วิธีการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นวิธีการที่ง่าย ราคาถูกและมีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อ(6) แต่เป็นวิธีที่ใช้ระยะเวลานานเฉลี่ย 5-20 เดือน(7) และส่งผลต่อความแข็งแรงต่อฟัน จากการศึกษาของ Cvek ในปี 1991 (18) ศึกษาการหายของเนื้อเยื่อรอบ

ปลายรากฟันและการเกิดอาการไม่พึงประสงค์ (complications) ในฟันดัดหน้าบนที่เกิดลักเซชัน (luxation tooth) จำนวน 885 ที่ พบว่าฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์มีโอกาสแตกหักบริเวณคอฟัน มากกว่าฟันที่เจริญสมบูรณ์ โดยฟันที่เกิดการแตกหักบริเวณคอฟันมีจำนวน 168 ที่ ซึ่งเกิดการแตกหักของฟันในช่วงที่ทำการรักษาด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์จำนวน 103 ที่ และพบการแตกหักของฟันภายหลังการอุดด้วยกัตตาเปอร์ชา จำนวน 65 ที่ โดยส่วนมากพบการแตกหักของรากฟัน ในช่วง 3 ปีแรกภายหลังจากการรักษา นอกจากนี้การหักของรากฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ขึ้นอยู่กับการพัฒนาการของรากฟัน โดยฟันที่มีระดับการเจริญของฟันมากมีอัตราการแตกหักที่น้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับฟันที่มีระดับการเจริญของฟันน้อย จากการศึกษาของ Andreasen และคณะ ในปี 2002(8) ได้นำฟันหน้าล่างที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ของแกะมาอุดภายในคลองรากฟันด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ หลังจากนั้นได้ติดตามดูอาการเป็นเวลา 0.5, 1, 2, 3, 6, 9 และ 12 เดือน พบว่า ความต้านทานการแตกหักของฟันลดลงเมื่อระยะเวลาผ่านไปมากขึ้นและเมื่อผ่านไป 12 เดือน ความต้านทานการแตกหักลดลงเหลือเพียงครึ่งเดียว และอาจเกิดความเสี่ยงในการติดเชื้อหากมีการรั่วซึมของวัสดุอุดชั่วคราว รวมถึงยังไม่สามารถพยากรณ์ระยะเวลาการปิดของปลายรากฟันภายหลังการรักษาได้(9)

รีเจนเนอเรทีฟ เอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics)

การเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อในหรือรีเจนเนอเรทีฟ เอ็นโดดอนติกส์ (Regenerative endodontics) เป็นกระบวนการทางชีวภาพที่มีการทดแทนเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายไป ทั้งเนื้อฟัน โครงสร้างรากฟันรวมถึงพัลพ์เดนตินคอมเพล็กซ์ (pulp-dentin complex)(29) ซึ่งอาศัยหลักการทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue engineering) ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ เซลล์ต้นกำเนิด (Stem cells) โครงข่าย (Scaffold) และ โกรทแฟกเตอร์ (Growth factor) โดยหลักการคือการกำจัดสาเหตุการติดเชื้อโดยใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์หรือยาปฏิชีวนะภายในคลองรากฟัน(30) หลังจากนั้นทำการกระตุ้นให้เกิดลิ้มเลือดเพื่อหวังผลให้มีเซลล์ต้นกำเนิดที่มีความสามารถในการเพิ่มจำนวนและเปลี่ยนแปลงหน้าที่ไปเป็นเซลล์ที่มีความสามารถเฉพาะเจาะจงเข้ามาภายในคลองรากฟัน(31) ซึ่งส่งเสริมให้มีการปิดของปลายรากฟันร่วมกับมีการหนาตัวของผนังคลองรากฟันและความยาวรากฟันเพิ่มมากขึ้น ข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีรีเจนเนอเรทีฟ เอ็นโดดอนติกส์ คือ ผู้ป่วยมีอาการแพ้ยาปฏิชีวนะที่ใส่ในคลองรากฟันเพื่อหวังผลในการฆ่าเชื้อ หรือในกรณีที่มีความจำเป็นในการใส่เดือยฟัน(10) หรือในบางกรณีที่มีการเจริญของรากฟันใกล้จะสมบูรณ์ เช่น ระยะการเจริญของรากฟันที่ระดับ 4 ซึ่งแบ่งตามการศึกษาของ Cvek ในปี 1991 (18) ที่มีผนังคลองรากฟันขนานและเส้นผ่านศูนย์กลางรูเปิดปลายรากฟันที่มีขนาดจำกัด มีการปิดของปลายรากฟันบางส่วน เป็นผลให้

เซลล์ต้นกำเนิดเข้ามาภายในคลองรากฟันได้จำกัด และหากจะใช้การกระตุ้นการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันจะใช้เวลานานและอาจพบการปิดปลายรากฟันเพียงอย่างเดียว โดยไม่มีการหนาตัวของผนังคลองรากฟันและความยาวรากฟันที่เพิ่มขึ้น

เอ็มทีเอ เอเพ็กซ์ซิฟิเคชัน (MTA apexification)

วิธีการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน (apical barrier) ด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เป็นอีกทางเลือกหนึ่งเมื่อเกิดความล้มเหลวหรือมีข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีการเจริญทดแทนของเนื้อเยื่อใน (regenerative endodontic treatment)(12, 13) ซึ่งเป็นวิธีการที่ใช้ระยะเวลาการรักษาน้อยและมีอัตราความสำเร็จในการรักษาที่สูง จากการศึกษาของ Simon และคณะ ในปี 2007 (32) ได้ศึกษาผลการรักษาฟันแท้ปลายรากฟันเปิดด้วยวิธีการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอ ที่มีความหนา 5 มิลลิเมตร พบว่า ภายหลังการรักษาเป็นระยะเวลา 12 เดือน และประเมินลักษณะทางคลินิกร่วมกับภาพถ่ายรังสี พบการลดขนาดและหายของรอยโรคปลายรากฟันจำนวน 81 %

ในปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าการปิดกันปลายรากฟันต้องใช้วัสดุที่มีความหนาอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร(14, 16, 22) จากการศึกษาของ Martin และคณะ ในปี 2007(14) พบว่าการอุดฟันปลายรากเปิดด้วยเอ็มทีเอที่ระดับความหนา 3-5 มิลลิเมตร มีความแนบสนิทที่ดีไม่ต่างกับการอุดด้วยเอ็มทีเอตลอดทั้งคลองรากฟัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Matt และคณะ ในปี 2004 (33) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทและความแข็งแรงของเอ็มทีเอที่ความหนา 2 มิลลิเมตร และ 5 มิลลิเมตร โดยพบว่าการอุดเอ็มทีเอเพื่อสร้างเป็นแนวกันปลายรากฟันเปิดที่ความหนา 5 มิลลิเมตรมีความแนบสนิทและความแข็งแรงมากกว่าที่ระดับ 2 มิลลิเมตร ภายหลังจากวัสดุมีการก่อตัว 24 ชั่วโมง และจากการศึกษาของ Lodayekar และคณะ ในปี 2009 (17) ได้เปรียบเทียบความแนบสนิทเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลด์ ที่ระดับความหนา 5 มิลลิเมตร พบว่า โปรรูทเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลด์มีค่าความแนบสนิทของวัสดุไม่แตกต่างกัน และจากการศึกษาของ Ghorbanzadeh และคณะ ในปี 2014(15) ศึกษาความแนบสนิทขอบ (marginal adaptation) ของวัสดุโปรรูทเอ็มทีเอ และเรโทรเอ็มทีเอ ซึ่งใช้เป็นวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันที่มีความหนา 3 มิลลิเมตร พบว่า ความแนบสนิทของวัสดุทั้งสองชนิดไม่มีความแตกต่างกัน

ฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์มีผนังคลองรากฟันที่บางจะเพิ่มโอกาสการแตกหักของฟันเมื่อได้รับแรงจากการบดเคี้ยวหรือแรงที่กระทำต่อฟันให้เกิดการบาดเจ็บ (traumatic forces) ซึ่งสามารถพบการแตกหักที่บริเวณคอฟันและอาจเกิดการแตกหักได้ร่อยต่อผิวเคลือบฟันกับเคลือบ

รากฟัน (18) โดยปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่แข็งแรงเป็นปัจจัยในการต้านทานต่อการแตกหักของฟัน ดังนั้นในกรณีดังกล่าวการเสริมวัสดุที่มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เป็นผลให้การเปลี่ยนแปลงรูปร่างต่อแรงกระทำใกล้เคียงกับเนื้อฟันซึ่งสามารถลดโอกาสการแตกหักของฟัน จึงมีการนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตอุดภายในคลองรากฟันที่ระดับความหนามากกว่า 3 มิลลิเมตร และในบางกรณีมีความจำเป็นต้องอุดวัสดุปลายรากฟันที่มีความหนาเพิ่มขึ้นเนื่องจากมีลักษณะการละลายของรากฟัน (root resorption) รวมถึงการซ่อมรูทะลุรากฟัน (root perforation) จึงมีความจำเป็นต้องสร้างความแน่นสนิทมากกว่าเฉพาะบริเวณปลายรากฟัน นอกจากนี้ปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของฟัน วัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่เพิ่มความเสี่ยงในการแตกหักของฟัน หากวัสดุมีการขยายตัวภายหลังการก่อตัวในปริมาณมากซึ่งอาจเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ส่งผลต่อความแข็งแรงของฟันในอนาคต

จากการศึกษาก่อนหน้านี้ (34) (35) (36) พบว่าวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ส่งผลต่อความแข็งแรงและความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน จากการศึกษาของ Hatibovic-Kofman และคณะในปี 2008(34) ได้นำฟันหน้าล่างที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ของแกะส้มผสมกับเอ็มทีเอ ติดตามดูความแข็งแรงของฟันเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์, 2 เดือน และ 1 ปี พบว่า ค่าความต้านทานการแตกหักเพิ่มมากขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป 1 ปี ซึ่งต่างจากการศึกษาของ White และคณะ ในปี 2002 (35) ได้นำฟันตัดซี่กลางและซี่ข้างของวัวที่ผสมกับเอ็มทีเอ เป็นระยะเวลา 5 สัปดาห์ แล้วนำมาเปรียบเทียบแรงที่กระทำต่อตัวฟันจนเกิดการแตกหัก พบว่า ฟันที่ผสมกับเอ็มทีเอมีความแข็งแรงลดลง 33% ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Sawyer และคณะ ในปี 2012 (36) ได้เปรียบเทียบคุณสมบัติความโค้งงอของเนื้อฟันเมื่อผสมกับเอ็มทีเอเป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง, 1, 2 และ 3 เดือน โดยพบว่ามีความโค้งงอลดลง 22.3% และค่าความยืดหยุ่นลดลง 14.0% ส่งผลให้ความสามารถในการต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างและการดูดซับแรงโดยไม่เกิดการแตกหักลดลง

จากการศึกษาก่อนหน้า (19, 21) พบว่าการสร้างแนวกันเปิดปลายรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ส่งผลต่อความแข็งแรงและความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน จากการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017 (19) ได้ทำการเปรียบเทียบความหนาของเอ็มทีเอที่อุดบริเวณปลายรากฟันที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตรและอุดเอ็มทีเอเต็มคลองรากฟัน พบว่าเมื่ออุดเอ็มทีเอตลอดความยาวคลองรากฟันมีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันน้อยกว่าในกลุ่มอื่น และมีระดับการหักงอที่บริเวณคอฟฟัน ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Gaddalay และคณะ ในปี

2019(21) เมื่ออุดปลายรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ตลอดจนความยาวคลองรากฟันส่งผลให้ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่าการอุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร

ปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่าการปิดกั้นปลายรากฟันต้องใช้วัสดุที่มีความหนาอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร(14, 16, 22) และเป็นที่ทราบกันดีว่าเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติที่เหมาะสมและถูกยอมรับให้เป็นวัสดุมาตรฐานในการนำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์ โดยการศึกษาที่ผ่านมายังไม่มี การนำวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ชนิดอื่นมาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่อทำการรักษาด้วยการสร้างแนวกันปิดปลายรากฟัน จึงได้มีความสนใจเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอเอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และเรโทรเอ็มทีเอเพื่อเป็นวัสดุสร้างแนวกันปิดปลายรากฟันในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (calcium silicate cement)

วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จัดอยู่ในกลุ่มไบโอเซรามิก (bioceramics) ที่มีส่วนประกอบหลัก คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) และไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) ซึ่งเป็นวัสดุที่ได้รับความสนใจทั้งในทางการแพทย์และทันตแพทย์ โดยวัสดุในกลุ่มนี้มีคุณสมบัติที่ดีในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ไม่เป็นสารก่อการกลายพันธุ์ (mutagen) และมีพิษต่อเนื้อเยื่อเพียงเล็กน้อย(37) มีศักยภาพกระตุ้นให้เกิดการสร้างเคลือบรากฟัน (cementum) และเอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament) โดยสามารถเจริญและยึดติดกับผิววัสดุ นอกจากนี้ยังลดการอักเสบและส่งเสริมให้เกิดการซ่อมแซมของกระดูก(38, 39) มีความแนบสนิทที่ดี(40) มีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรีย(41) ในปัจจุบันวัสดุในกลุ่มนี้มีการผลิตมาหลายรูปแบบ เช่น โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ เรโทรเอ็มทีเอ เป็นต้น

มินอรัล ไตรออกไซด์ แอ็กกรีเกต (Mineral Trioxide Aggregate: MTA)

ในปี ค.ศ. 1993 เอ็มทีเอได้ถูกนำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์เป็นครั้งแรกในรูปแบบของผลิตภัณฑ์เอ็มทีเอ (MTA : Mineral trioxide aggregate) โดยใช้เพื่อเป็นวัสดุอุดซ่อมแซมรอยทะลุบริเวณรากฟัน(42) และในปี ค.ศ.1997 องค์การอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกา (The United States Food and Drug Administration, FDA) ได้รับรองให้เอ็มทีเอเป็นผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์ระดับ II สำหรับเป็นวัสดุอุดคลองรากฟันและเป็นวัสดุสำหรับซ่อมแซมเนื้อเยื่อใน นอกจากนี้เอ็มทีเอยังถูกแนะนำให้ เป็นวัสดุทางเลือกนอกเหนือจากการใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ ในการกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งปิดปลายรากฟัน(43) โดยเอ็มทีเอประกอบไปด้วยไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) ไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) บิสมัทออกไซด์

(bismuth oxide) แคลเซียมซัลเฟตหรือยิปซัม (calcium sulfate หรือ gypsum) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate) และ เตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอร์ไรท์ (tetracalcium aluminoferrite)

วัสดุกลุ่มนี้มีคุณสมบัติเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและกระตุ้นให้มีการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง เมื่อวัสดุมีการสัมผัสกับเนื้อเยื่อ เนื่องจากการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ซึ่งส่งเสริมให้มีการเกาะและเพิ่มจำนวนของเซลล์ รวมถึงมีการกระตุ้นให้มีการเคลื่อนที่และเปลี่ยนแปลงเป็นเซลล์สร้างเนื้อเยื่อแข็งในบริเวณปลายรากฟัน นอกจากนี้ยังมีความสามารถในการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ซึ่งมีส่วนสำคัญในการเกิดกลไกการซ่อมแซมเนื้อเยื่อ(44) และมีความสามารถในการต้านเชื้อจุลินทรีย์ซึ่งเป็นผลมาจากการปลดปล่อยไฮดรอกไซด์ไอออนที่มีความเป็นด่างสูง (pH เท่ากับ 10.2-12.5) และส่งเสริมให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อ(45)

โดยการก่อกาวของเอนท์ที่เอจะต้องมีน้ำเป็นส่วนที่ทำให้เกิดการแข็งตัวของวัสดุ ซึ่งเรียกปฏิกิริยาดังกล่าวว่าปฏิกิริยาไฮเดรชัน (hydration reaction) โดยสารเริ่มต้นการก่อกาวของเอนท์ที่เอ คือไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate) และแคลเซียมซัลเฟตหรือยิปซัม (Calcium sulfate หรือ gypsum) ซึ่งจะเข้าทำปฏิกิริยากับน้ำทันทีและมีการก่อกาวขึ้นอย่างรวดเร็ว (flash set) โดยปฏิกิริยาดังกล่าวเกิดก่อนปฏิกิริยาไตรแคลเซียมซัลไฟเกตและไดแคลเซียมซัลไฟเกตซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของวัสดุ ดังสมการที่ 1

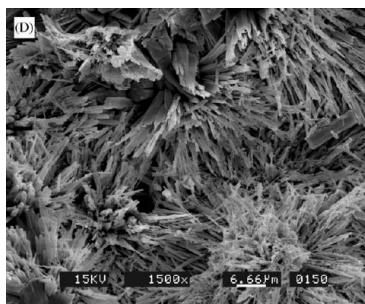


Tricalcium aluminate

Gypsum

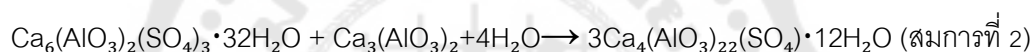
Ettringite

โดยปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมอะลูมิเนตเกิดจากซัลเฟตไอออน (sulfate ions) จากยิปซัมเข้าทำปฏิกิริยากับไตรแคลเซียมอะลูมิเนตและน้ำเกิดเป็นแคลเซียมซัลไฟไฮเดรต (Calcium Sulfate Hydrate) หรือเอททริงไต์ (Ettringite) ซึ่งมีลักษณะเป็นผลึกคล้ายเข็ม (small needle like crystals)(46) ภาพประกอบ 2



ภาพประกอบ 2 เอททริงไกต์ (Ettringite) ที่มีลักษณะเป็นผลึกคล้ายเข็ม (46)

ภายหลังจากยิปซัมถูกใช้จนหมดส่งผลให้ไตรแคลเซียมอะลูมิเนตเข้าทำปฏิกิริยากับ ettringite ที่เหลืออยู่เกิดเป็นแคลเซียมโมโนซัลโฟอะลูมิเนต (Calcium monosulfo aluminate) ดังสมการที่ 2



Ettringite	Tricalcium aluminate	Calcium monosulfo aluminate
------------	----------------------	-----------------------------

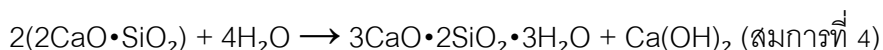
เอน์ที่มีส่วนประกอบหลักคือไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต เมื่อน้ำเข้ามาทำปฏิกิริยา ดังสมการที่ 3 และ 4 จะก่อให้เกิดแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (calcium silicate hydrates, C-S-H) และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) โดยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดจากปฏิกิริยาไฮเดรชันมีผลต่อค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH) ของวัสดุ(47)

ปฏิกิริยาไฮเดรชันใน Tricalcium silicate (C_3S) ดังสมการที่ 3



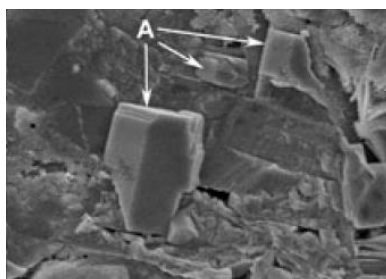
calcium silicate hydrates	calcium hydroxide
---------------------------	-------------------

ปฏิกิริยาไฮเดรชันใน Dicalcium silicate (C_2S) ดังสมการที่ 4



calcium silicate hydrates	calcium hydroxide
---------------------------	-------------------

โดยแคลเซียมซิลิเกตไฮดรต (calcium silicate hydrates) มีลักษณะคล้ายวุ้นซึ่งเป็นเหมือนโครงข่ายที่มีแผ่นผลึกทรงเหลี่ยมผิวเรียบขนาดใหญ่ (Laminar plate-like crystals) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide) (48) ภาพประกอบ 3



ภาพประกอบ 3 แผ่นผลึกทรงเหลี่ยมผิวเรียบขนาดใหญ่ (Laminar plate-like crystals) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (calcium hydroxide)(48)

เมื่อวัสดุเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันส่งผลให้ค่าความทนแรงอัด (Compressive Strength) ในช่วง 10 และ 14 วัน มีค่าความแข็งแรงมากขึ้นอย่างรวดเร็วและจะมากขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป 1 ปี พบว่า ในระยะแรกไตรแคลเซียมซิลิเกตมีค่าความแข็งแรงมากกว่าไดแคลเซียมซิลิเกต และไดแคลเซียมซิลิเกตจะมีค่าความแข็งแรงที่เพิ่มมากขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป(49) ซึ่งจะเห็นว่าการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของแคลเซียมซิลิเกตมีส่วนสำคัญต่อความแข็งแรงของวัสดุ

ระยะเวลาการก่อตัวของเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 165-175 นาที่(50, 51) ซึ่งเป็นระยะเวลาที่ค่อนข้างนาน โดยมีการศึกษาของ Ding และคณะ ในปี 2008(52) ได้นำเอ็มทีเอมาผสมกับ 15% โซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟต (sodium hydrogen phosphate) พบว่า ระยะเวลาในการก่อตัวลดลง (38.3 ± 6 นาที่) เมื่อเปรียบเทียบกับส่วนผสมในน้ำกลั่นและพบว่าความอยู่รอดของเซลล์ไม่มีความแตกต่างเมื่อเปรียบเทียบกับส่วนผสมด้วยน้ำกลั่น นอกจากนี้ยังมีการเติมสารชนิดอื่นเพื่อลดระยะเวลาในการก่อตัวของวัสดุรวมถึงช่วยเพิ่มคุณสมบัติการใช้งานให้ง่ายมากยิ่งขึ้น เช่น calcium chloride, calcium nitrite/nitrate, calcium formate(53), K-Y jelly, lidocaine HCl และ water-soluble polymers(54) เป็นต้น

บิสฟทออกไซด์ที่อยู่ในเอ็มทีเอทำหน้าที่เป็นสารที่บ่งชี้ ซึ่งการเติมบิสฟทออกไซด์ทำให้ความทนแรงอัด (compressive strength) ลดลงและเพิ่มความพรุนในตัววัสดุ เนื่องจากน้ำที่ไม่ได้ทำปฏิกิริยามีปริมาณมากขึ้นภายในวัสดุและพบรอยร้าวที่รุนแรงมากขึ้นเมื่อมีการก่อตัวของ

ซีเมนต์ โดยรอยร้าวจะสามารถเกิดขึ้นได้เนื่องจากความเครียดในการก่อตัวในช่วงแรกของวัสดุ นอกจากนี้ความพรุนยังสามารถเพิ่มการละลายและสลายตัวของวัสดุซึ่งอาจส่งผลกระทบต่ออายุการใช้งานของวัสดุ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Coomaraswamy และคณะ ในปี 2007(55) พบว่า ปริมาณบิสมัทออกไซด์ที่เพิ่มขึ้นส่งผลต่อความแข็งแรงของเอ็มทีเอ เมื่อมีส่วนผสมของบิสมัทออกไซด์ร้อยละ 10 ส่งผลให้เอ็มทีเอมีความสามารถในการต้านแรงกดลดลงจาก 82 เป็น 42 เมกะปาสคาล และเมื่อมีส่วนผสมของบิสมัทออกไซด์ร้อยละ 40 วัสดุจะมีความสามารถในการต้านแรงกดลดลงเหลือเพียง 29 เมกะปาสคาล และยังพบว่าบิสมัทออกไซด์ยังส่งผลให้เกิดความพรุนในวัสดุเพิ่มขึ้นโดยเพิ่มจากร้อยละ 15 เป็นร้อยละ 31 นอกจากนี้บิสมัทออกไซด์สามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของตัวฟันหลังจากการรักษาด้วยเอ็มทีเอ (56, 57) จากการศึกษาของ Marciano ในปี 2014 และ 2015(58, 59) ได้วิเคราะห์การเปลี่ยนสีของฟันที่เกิดจากบิสมัทออกไซด์ พบว่า เมื่อบิสมัทออกไซด์สัมผัสกับคอลลาเจนจะเปลี่ยนเป็นสีเทาและเมื่อสัมผัสกับไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์จะเปลี่ยนเป็นสีน้ำตาลเข้ม และการซ่อมแซมรูทะลุด้วย เกรเอ็มทีเอ สามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของเหงือกเป็นสีเทาภายหลังการรักษา 6 เดือน(60) นอกจากนี้ยังพบการเปลี่ยนสีของตัวฟันเมื่อทำการรักษาด้วยไวท์เอ็มทีเอ ซึ่งพบว่าฟันมีการเปลี่ยนสีภายหลังการรักษา 17 เดือน(61)

นอกจากนี้เอ็มทีเอมีความแนบสนิทที่ดีเป็นผลจากการขยายตัวในช่วงที่มีการก่อตัวของวัสดุ เนื่องจากการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันต้องมีการดูดซึมน้ำเข้ามาในตัววัสดุ(62) นอกจากนี้ส่วนประกอบในเอ็มทีเอ ที่มีความสำคัญต่อการขยายตัวของวัสดุและเกิดความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับคลองรากฟัน คือ Tetracalcium aluminoferrite ซึ่งประกอบไปด้วย CaO , SiO_2 , Al_2O_3 และ Fe_2O_3 โดยมีความสามารถในการขยายตัวเท่ากับร้อยละ 1.02-2.56 (63, 64)

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ โดยได้ส่งเสริมคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุให้ดียิ่งขึ้นและมีความเหมาะสมกับการใช้งาน ผลิตภัณฑ์ในกลุ่มที่มีส่วนประกอบของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ได้รับการพัฒนา เช่น เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ

เอ็มทีเอแองเจิลส์ (MTA Angelus®)

เอ็มทีเอแองเจิลส์ มีส่วนประกอบหลักเช่นเดียวกับโปรรูทเอ็มทีเอ คือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (tricalcium silicate) และไดแคลเซียมซิลิเกต (dicalcium silicate) ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate) แคลเซียมออกไซด์ (calcium oxide) และ บิสมัทออกไซด์ (bismuth oxide) แต่มีขนาดของอนุภาคและปริมาณบิสมัทออกไซด์น้อยกว่าโปรรูท

เอ็มทีเอ นอกจากนี้สามารถพบส่วนประกอบของแคลเซียมในปริมาณที่มากกว่าโปรฐเอ็มทีเอ(65) และไม่มีส่วนประกอบของแคลเซียมซัลเฟตหรือยิปซัม (calcium sulfate หรือ gypsum) เพื่อลดระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุ โดยระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นที่ 10 นาที และระยะเวลาการก่อตัวสุดท้ายที่ 15 นาที มีการขยายตัวของวัสดุภายหลังการก่อตัวเกิดขึ้นเล็กน้อย ซึ่งทำให้เกิดความแนบสนิทที่ดีของวัสดุ จากการศึกษาของ Torres และคณะ ในปี 2017(66) พบว่า เอ็มทีเอแองเจิลส์ มีการขยายตัวร้อยละ 0.48 ภายหลังจากการก่อตัวเป็นระยะเวลา 30 วัน จากการศึกษาของ Lolayekar และคณะ ในปี 2009(17) ได้เปรียบเทียบความแนบสนิทเมื่ออุดปลายรากฟันด้วยโปรฐเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลส์ เมื่ออุดปลายรากฟันที่ระดับ 5 มิลลิเมตร และแช่ในสีเมทิลีนบลู (methylene blue) เป็นระยะเวลา 48 ชั่วโมง พบว่า โปรฐเอ็มทีเอมีการรั่วซึมอยู่ไม่แตกต่างกันเมื่อเปรียบเทียบกับเอ็มทีเอแองเจิลส์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เนื่องจากเอ็มทีเอแองเจิลส์ มีส่วนประกอบของบิสฟีนอลเอซึ่งจะมีผลให้เกิดการเปลี่ยนสีของตัวฟันโดยพบว่าเกรเอ็มทีเอแองเจิลส์ สามารถเกิดการเปลี่ยนสีเมื่อระยะเวลาผ่านไป 1 เดือนและไวท์เอ็มทีเอแองเจิลส์เกิดการเปลี่ยนสีเมื่อระยะเวลาผ่านไป 3 เดือน แต่สามารถลดการเปลี่ยนสีของตัวฟันโดยการทาสารยึดติด (adhesive bonding) ภายในตัวฟันก่อนการใส่วัสดุภายในคลองรากฟัน(67)

เมื่อเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวของเอ็มทีเอแองเจิลส์มีค่าความเป็นกรด-ด่างเริ่มต้นเท่ากับ 9.5 และเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป 24 ชั่วโมง โดยค่าความเป็นกรด-ด่างมีค่าเท่ากับ 11.5(68) นอกจากนี้สามารถพบการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ของวัสดุซึ่งเป็นผลให้ค่าความเป็นกรด-ด่างสูงมากขึ้น โดยพบการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในเกรเอ็มทีเอแองเจิลส์มากกว่าไวท์เอ็มทีเอแองเจิลส์ เมื่อระยะเวลาผ่านไป 72 ชั่วโมง (67) และจากการศึกษาของ Duarte และคณะ ในปี 2003(69) พบว่าค่าความเป็นกรด-ด่างระหว่างโปรฐเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลส์มีค่าใกล้เคียงกัน โดยพบว่าโปรฐเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 9.0-9.32 และเอ็มทีเอแองเจิลส์มีค่าเท่ากับ 9.3-9.5 เมื่อระยะเวลาผ่านไป 168 ชั่วโมง นอกจากนี้ทั้งโปรฐเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลส์ มีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียไม่แตกต่างกัน จากการศึกษาของ Filho และคณะ ในปี 2007 (70) พบว่า โปรฐเอ็มทีเอและเอ็มทีเอแองเจิลส์สามารถต้านเชื้อ *Micrococcus luteus*, *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus*, *Candida albicans*, *Pseudomonas aeruginosa*, และ *Enterococcus faecalis* ไม่แตกต่างกันเมื่อระยะเวลาผ่านไป 24 ชั่วโมง

เอ็มทีเอแองเจิลส์ประกอบไปด้วยพอร์ตแลนด์ ซีเมนต์ เหมือนโปรฐเอ็มทีเอ จึงอาจพบสารตกค้างจากกระบวนการผลิตที่เกิดจากการเผา เช่น สารหนู แต่สามารถพบได้ในปริมาณน้อย

(<2 มิลลิกรัม/กิโลกรัม ISO 9917-1/2007) จึงมีความปลอดภัยเมื่อนำมาใช้ทางคลินิก(71) จากการศึกษาของ Gomes-Filho และคณะ ในปี 2009(72) เมื่อนำเอ็มทีเอแองเจิลส์สัมผัสกับเซลล์ไฟโบร بلاสต์ของหนู พบว่า เอ็มทีเอแองเจิลส์ไม่ได้ยับยั้งการเจริญของเซลล์ และกระตุ้นให้เกิดการหลั่งของ interleukin 6 ไม่แตกต่างกับกลุ่มควบคุม และจากการศึกษาของ Bramante และคณะ ในปี 2017(73) พบว่า เซลล์สามารถอยู่รอดได้เมื่อสัมผัสกับเอ็มทีเอแองเจิลส์เมื่อระยะเวลาผ่านไป 7 วัน และมีความสามารถกระตุ้นให้เกิดการสะสมของแคลเซียม เมื่อระยะเวลาผ่านไป 21 วัน โดยเอ็มทีเอแองเจิลส์เป็นวัสดุทางเลือกหนึ่งของโปรทูทเอ็มทีเอ

เรโทรเอ็มทีเอ (Retro MTA®)

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาวัสดุในกลุ่มที่มีส่วนประกอบของแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ โดยได้ส่งเสริมคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุให้ดียิ่งขึ้นและมีความเหมาะสมกับการใช้งานและลดสารพิษตกค้างที่เกิดจากกระบวนการผลิต รวมทั้งลดระยะเวลาในการก่อตัวของวัสดุและลดผลกระทบของบิสฟีนอลเอ ซึ่งส่งผลต่อการเปลี่ยนสีของฟันและส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุผลิตภัณฑ์ในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ได้รับการพัฒนา เช่น เรโทรเอ็มทีเอ

เรโทรเอ็มทีเอ มีส่วนประกอบของ แคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate), ซิลิกอนไดออกไซด์ (silicon dioxide), อะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminum oxide) และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (hydraulic calcium zirconia complex) ซึ่งขนาดของอนุภาคเรโทรเอ็มทีเอ มีความละเอียดและเล็กกว่าโปรทูทเอ็มทีเอ โดยขนาดอนุภาคของเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 2.62 ไมโครเมตร และโปรทูทเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 6.9 ไมโครเมตร ซึ่งขนาดอนุภาคที่เล็กเป็นปัจจัยหนึ่งที่สามารถลดระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุ เนื่องจากอนุภาคของวัสดุสามารถสัมผัสกับน้ำได้มากยิ่งขึ้นส่งผลให้เกิดปฏิกิริยาการก่อตัวเร็วขึ้น นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอมีส่วนประกอบของแคลเซียมคาร์บอเนต ซึ่งมีส่วนช่วยให้ระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุลดลงโดยทำหน้าที่เป็นจุดกำเนิดสำหรับการเกิดแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (calcium silicate hydrates) ถึงแม้ว่าแคลเซียมคาร์บอเนตจะไม่ได้ทำปฏิกิริยากับน้ำเพื่อทำให้เกิดผลิตภัณฑ์ของปฏิกิริยาโดยตรงแต่มีบทบาทในช่วยให้เกิดปฏิกิริยาการก่อตัวโดยรอบตัวมันเองซึ่งสามารถลดระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุได้(74) พบว่า ระยะเวลาการก่อตัวเริ่มต้นของเรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเท่ากับ 3 นาทีซึ่งน้อยกว่าโปรทูทเอ็มทีเอ

แคลเซียมไฮดรอกไซด์ยังเป็นส่วนประกอบที่ทำให้วัสดุมีความทึบรังสี ซึ่งมีค่าที่เพียงพอต่อการใช้งานทางคลินิก(75) นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอสามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของตัวฟันน้อยกว่าเอ็มทีเอ เนื่องจากมีการใช้เซอร์โคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) เป็นสารทึบรังสีแทนการใช้บิสฟีนอลเอ ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของตัวฟัน จากการศึกษา

ของ Kang และคณะในปี 2015(76) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการเปลี่ยนสีของแผ่นวัสดุที่ทำจากโปรทูธเอ็มทีเอซึ่งพบการเปลี่ยนสีเมื่อระยะเวลาผ่านไป 30 นาที ซึ่งแตกต่างจากเรโพรเอ็มทีเอที่มีเซอร์โคเนียมออกไซด์เป็นสารที่บ่งชี้พบว่าเกิดการเปลี่ยนสีเล็กน้อยและนอกจากนี้ยังไม่เกิดการเปลี่ยนสีของวัสดุเมื่อเซอร์โคเนียมออกไซด์สัมผัสกับไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์(59)

เมื่อเกิดปฏิกิริยาเรโพรเอ็มทีเอมีค่าความเป็นกรด-ด่างเริ่มต้นเท่ากับ 12.5 และลดลงเมื่อเวลาผ่านไป 4 สัปดาห์ โดยค่าความเป็นกรด-ด่างมีค่าเท่ากับ 8.0 ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Souza และคณะ ในปี 2015(77) ที่พบว่าค่าความเป็นกรด-ด่างของโปรทูธเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอมีค่าใกล้เคียงกัน โดยพบว่าโปรทูธเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 9.93-8 และเรโพรเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 9.93-7.9 โดยลดลงเมื่อระยะเวลาผ่านไป 168 ชั่วโมง

ความแนบสนิทของเรโพรเอ็มทีเอเกิดขึ้นเมื่อวัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันเกิดเป็น “tag-like structures” เนื่องจากการเกิดปฏิกิริยาไฮดรอกซีจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์และเข้าไปทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ ซึ่งกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน จากการศึกษาของของ Ghorbanzadeh และคณะ ในปี 2014(15) ศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของโปรทูธเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ เพื่อใช้เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน เป็นระยะเวลา 1 อาทิตย์และ 2 เดือน ประเมินความแนบสนิทโดยการจำลองพื้นผิวของวัสดุและผนังคลองรากฟันที่ตัดแบ่งครึ่งตามความยาวแนวแกนฟันและส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดเพื่อประเมินช่องว่างระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันพบว่าความแนบสนิทของวัสดุทั้งสองชนิดไม่มีความแตกต่างกัน

เรโพรเอ็มทีเอมีคุณสมบัติสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อและไม่เป็นพิษกับเซลล์ ไม่พบโลหะหนัก เช่น สารหนู ตะกั่ว และ โครเมียม ซึ่งสามารถทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อแข็งและเนื้อเยื่ออ่อนเมื่อสัมผัสกับสารโลหะหนักเป็นระยะเวลานาน แต่สามารถพบโลหะหนักดังกล่าวได้ในโปรทูธเอ็มทีเอ จากการศึกษาของ Chang และคณะ ในปี 2015(78) ศึกษาเปรียบเทียบการเปลี่ยนสภาพของเซลล์โอดอนโตบลาสต์ (odontoblastic differentiation) การตอบสนองต่อการอักเสบและการสร้างหลอดเลือดใหม่ระหว่างโปรทูธเอ็มทีเอและเรโพรเอ็มทีเอ พบว่า เรโพรเอ็มทีเอมีความสามารถในการตอบสนองของเซลล์ได้น้อยกว่าโปรทูธเอ็มทีเอและจากการศึกษาของ Lee และคณะ ในปี 2015(79) ศึกษาเปรียบเทียบการตอบสนองของเนื้อเยื่อในฟันระหว่างเรโพรเอ็มทีเอและโปรทูธเอ็มทีเอ พบว่า เรโพรเอ็มทีเอให้การตอบสนองที่ดีต่อเนื้อเยื่อในฟัน โดยคงความมีชีวิตของเซลล์โอดอนโตบลาสต์และตอบสนองต่อการอักเสบน้อย

บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

- 1.การคัดเลือกฟันที่ใช้ในการทดลอง
- 2.การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง
- 3.การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการทดลอง
- 4.การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน
- 5.การศึกษาลักษณะการแตกหักของฟัน
- 6.การวิเคราะห์ข้อมูล

การคัดเลือกฟันที่ใช้ในการทดลอง

ฟันกรามน้อยล่างที่ถูกถอนซึ่งมีจำนวนรากและคลองรากฟันเดี่ยว จำนวน 60 ซี่ โดยฟันที่นำมาศึกษาต้องไม่มีรอยผุ ไม่มีวัสดุอุด ไม่มีลักษณะการละลายของรากฟันภายใน (internal root resorption) รวมถึงไม่มีรอยร้าวหรือรอยแตก และฟันที่ถูกคัดออกจากการศึกษา คือ ฟันที่มีรอยผุหรือมีวัสดุอุด ฟันที่มีคลองรากฟันตีบ ฟันที่เคยรักษาคคลองรากฟัน รวมถึงฟันร้าวและฟันแตก โดยความยาวเฉลี่ยของฟันอยู่ที่ 20 ± 1 มิลลิเมตร โดยแช่ใน 0.1% ไธมอล (thymol) ถ่ายภาพรังสีดูลักษณะคลองรากฟันเพื่อพิจารณาจำนวนและรูปร่างคลองรากฟันจะต้องมีจำนวน 1 คลองรากฟันและมีรูปร่างตรงรวมถึงสามารถเห็นคลองรากฟันได้อย่างชัดเจนไม่มีลักษณะการละลายภายในคลองรากฟัน

การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง

เตรียมความยาวรากฟันในการศึกษาที่ 8 มิลลิเมตร โดยตัดบริเวณปลายรากฟันและวัดความยาวจากระยะระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน (cemento enamel junction) ถึงปลายรากฟัน โดยจำลองตามลักษณะการเจริญของรากฟันแบบที่ 3 ตามการจัดกลุ่มของ Cvek ในปี 1991(18) โดยมีอัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันต่อพื้นที่ในคลองรากฟัน ตามแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง ที่ระดับรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน มีอัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 และมีความยาว 2 ใน 3 ของความยาวรากฟัน เปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันในส่วนตัวฟันด้วยหัวกรอากเพชรทรงกลม(round diamond bur) ใช้ร่วมกับเครื่องกรอเร็ว(high speed handpiece) และนำเนื้อเยื่อในฟันออกด้วยบาร์บโบช (barbed broach : Kerr Corporation, Orange, CA) ขยาย

คลองรากฟันด้วยพีโซริมเมอร์ ขนาด 1-6 (Mani Inc., Tochigi, Japan) ตามลำดับโดยเริ่มกรอจากปลายรากฟันและผ่านทะลุทางเปิดเข้าสู่คลองรากฟัน ดังภาพประกอบ 4 และล้างคลองรากฟันด้วย 2.5% โซเดียมไฮโปคลอไรต์ ปริมาณ 3 มิลลิลิตร ตามด้วยน้ำกลั่นปริมาณ 3 มิลลิลิตรและถ่ายภาพรังสีเพื่อดูลักษณะคลองรากฟัน



ภาพประกอบ 4 การเตรียมฟันในการทดลอง

การเตรียมวัสดุที่ใช้ในการทดลอง

วัสดุที่ใช้ในการศึกษาประกอบด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot® MTA, Dentsply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) เอ็มทีเอแองเจิลส์ (MTA angelus®, Angelus, Londrina, PR, Brazil) และเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®, BioMTA, Seoul, Korea) ภาพประกอบ 5 และสุ่มคัดเลือกฟันแบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ ดังนี้

กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม ขุดคลองคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชาและเอเอช พลัส ซีลเลอร์ (AH Plus sealer: Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) 8 มิลลิเมตร

กลุ่มที่ 2 กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ ขุดคลองคลองรากฟันที่ระดับความหนา 8 มิลลิเมตร

กลุ่มที่ 3 กลุ่มเอ็มทีเอแองเจิลส์ ขุดคลองคลองรากฟันที่ระดับความหนา 8 มิลลิเมตร

กลุ่มที่ 4 กลุ่มเรโทรเอ็มทีเอ ขุดคลองคลองรากฟันที่ระดับความหนา 8 มิลลิเมตร



ก.

ข.

ค.

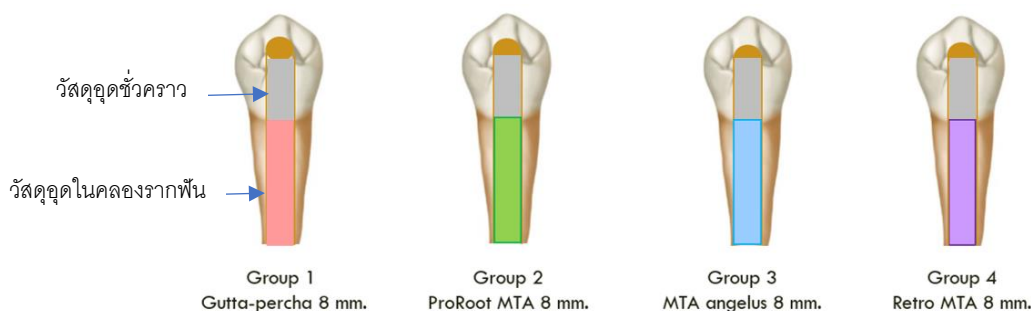
ภาพประกอบ 5 ก.โปรรูทเอ็มทีเอ ข.เอ็มทีเอแองเจิลส์ ค.เรโทรเอ็มทีเอ

การเตรียมโปรรูทเอ็มทีเอ (ProRoot® MTA, Densply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) ผสมส่วนผงและน้ำในอัตราส่วน 3:1 (ตามที่บริษัทแนะนำ) ผสมจนมีลักษณะเป็นก้อนปั้นได้ หลังจากอุดปลายรากฟันวางล้าชุบน้ำบนวัสดุภายในคลองรากฟันและปลายรากฟัน เก็บฟันไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์ เป็นเวลา 4 ชั่วโมง

การเตรียมเอ็มทีเอแองเจลัส (MTA angelus®, Angelus, Londrina, PR, Brazil) โดยผสมส่วนผง 1 ช้อนและส่วนน้ำ 1 หยดผสมเป็นเวลา 30 วินาที ให้เป็นเนื้อเดียวกันที่มีลักษณะทรายเปียกน้ำ (wet sand) หลังจากอุดปลายรากฟันวางล้าชุบน้ำบนวัสดุภายในคลองรากฟันและปลายรากฟัน เก็บฟันไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์ เป็นเวลา 15 นาที

การเตรียมเรโทรเอ็มทีเอ (RetroMTA®, BioMTA, Seoul, Korea) โดยผสมส่วนผงเท่ากับ 0.3 กรัมต่อส่วนน้ำจำนวน 3 หยด (ตามที่บริษัทแนะนำ) ผสมทั้งสองส่วนให้เป็นเนื้อเดียวกันอย่างเบามือเป็นเวลา 20 วินาที จนวัสดุมีลักษณะชุ่มไปด้วยของเหลวและรอจนกระทั่งพื้นผิวของวัสดุที่มีลักษณะมันวาวหายไป หลังจากอุดปลายรากฟันวางล้าชุบน้ำบนวัสดุภายในคลองรากฟันและปลายรากฟัน เก็บฟันไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์ เป็นเวลา 10 นาที

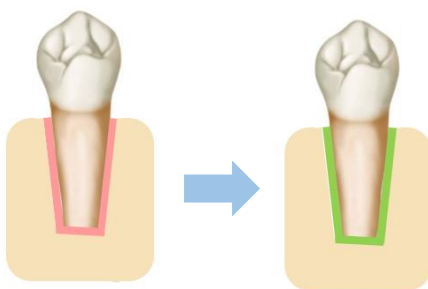
การอุดวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์โดยการกดวัสดุให้แนบกับผนังคลองรากฟันด้วยเอ็นโดดอนติกพลักเกอร์ (endodontic plugger) ร่วมกับการกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิค (P5 Newtron XS™, satelec®, Acteon, North America) ใช้หัวอัลตราโซนิคสัมผัสกับเอ็นโดดอนติกพลักเกอร์ โดยใช้ความแรงที่ระดับ 4 (80) และนำแท่งกระดาษซับ (paper point) ที่มีลักษณะเปียกเล็กน้อยกดที่วัสดุและเช็ดทำความสะอาดผนังคลองรากฟัน และวัดความหนาของวัสดุโดยใช้เครื่องมือตรวจปริทันต์ (periodontal probe) ในขั้นตอนการอุดวัสดุให้ส่วนของปลายรากฟันสัมผัสกับแผ่นแก้ว (glass slab) หลังจากนั้นอุดปิดบริเวณตัวฟันด้วยวัสดุอุดชั่วคราว คิวทิจี (Cavit-G, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) ถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบความแนบสนิทและความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุที่อุดภายในคลองรากฟัน เก็บไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์ เป็นเวลา 4 สัปดาห์ (19) โดยแบ่งกลุ่มการทดลองออกเป็น 4 กลุ่ม ดังภาพประกอบ 6



ภาพประกอบ 6 กลุ่มทดลองที่อุดวัสดุเพื่อเป็นแนวกันปลายรากฟันที่ระดับ 8 มิลลิเมตร
 กลุ่มที่ 1 กัตตาเปอร์ชา (สีชมพู) กลุ่มที่ 2 โปรรูทเอ็มทีเอ (สีเขียว), กลุ่มที่ 3 เอ็มทีเอแองเจิลัส
 (สีฟ้า), กลุ่มที่ 4 เรโทรเอ็มทีเอ (สีม่วง), วัสดุอุดชั่วคราว (สีเทา)

การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน

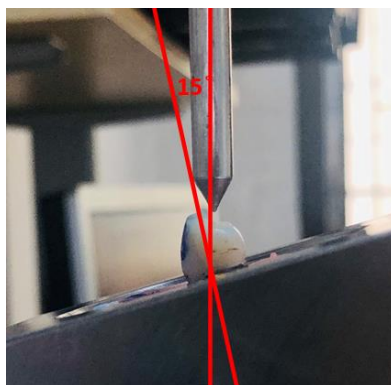
สร้างอวัยวะปริทันต์จำลองโดยนำรากฟันมาจุ่มด้วยซีเมนต์เหลวให้มีความหนาประมาณ 0.2-0.3 มิลลิเมตร ใตร้อยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน (cemento enamel junction) 2 มิลลิเมตร ซึ่งจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันและสันกระดูกเบ้าฟัน (crestal bone) และนำไปใส่ในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (self-cure acrylic resin) นำฟันและซีเมนต์ออกโดยการแช่ในน้ำอุ่นและแทนที่ซีเมนต์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไลต์บอดี (light-body silicone impression material : Verone perfecting paste; Davis Schottlander & Davis Ltd, London, UK) และใส่ฟันกลับเข้าที่เดิมซึ่งจะได้แบบจำลองอวัยวะปริทันต์ที่มีความหนาเท่ากับ 0.2-0.3 มิลลิเมตร(81) (ภาพประกอบ 7) หลังจากนั้นยึดกับเครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine, EZTest; Shimadzu, Kyoto, Japan) (ภาพประกอบ 8) ให้แรงทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน บริเวณกึ่งกลางฟันเอียงด้านลิ้น (lingual incline plane) ของปุ่มฟันด้านแก้ม (buccal cusp) (ภาพประกอบ 9) ด้วยแท่งหักที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีรูปร่างกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1 มิลลิเมตร โดยให้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อวินาที (82) บันทึกค่าแรงจนเกิดการแตกหักด้วยหน่วยนิวตัน



ภาพประกอบ 7 การสร้างอวัยวะปริทันต์จำลองโดยนำรากฟันมาจุ่มด้วยซีเมนต์เหลว (สีชมพู) และแทนที่ซีเมนต์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไคท์บอดี (สีเขียว)



ภาพประกอบ 8 เครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine)



ภาพประกอบ 9 หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน

การศึกษาลักษณะการแตกหักของฟัน

ตำแหน่งที่เกิดการแตกของฟันแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่ง: ตำแหน่งการแตกของรากฟันที่อยู่รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน (cemento enamel junction) กลุ่มที่สอง: 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน (cervical one third) โดยรอยแตกอยู่ระหว่างรอยต่อเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันถึงรอยต่อ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน กลุ่มที่สาม: 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน (middle one third) โดยรอยแตกอยู่ระหว่างรอยต่อ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟันถึงรอยต่อ 1 ใน 3 ของปลายรากฟัน และนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope) (OPMI pico; Carl Zeiss, Göttingen, Germany) (ภาพประกอบ 10) ด้วยกำลังขยาย 12.5 เท่า เพื่อดูลักษณะการแตกระหว่างวัสดุในกลุ่มเคลือบซีเมนต์ซีเมนต์กับผนังคลองรากฟัน



ภาพประกอบ 10 กล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope)

การวิเคราะห์ข้อมูล

การเปรียบเทียบค่าความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์และเรโทรเอ็มทีเอ เพื่อสร้างเป็นแนวกันปิดปลายรากฟันในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณด้วยสถิติเชฟเฟ (Scheffe test)



บทที่ 4

ผลการวิจัยและการวิเคราะห์ข้อมูล

ผู้วิจัยได้ดำเนินการวิจัยโดยการศึกษิตตามขบวนการและขั้นตอนต่างๆ จนกระทั่งวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ได้กำหนดไว้ ดังนี้

- 1.การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน
- 2.การศึกษารูปแบบการแตกของฟัน

การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟัน

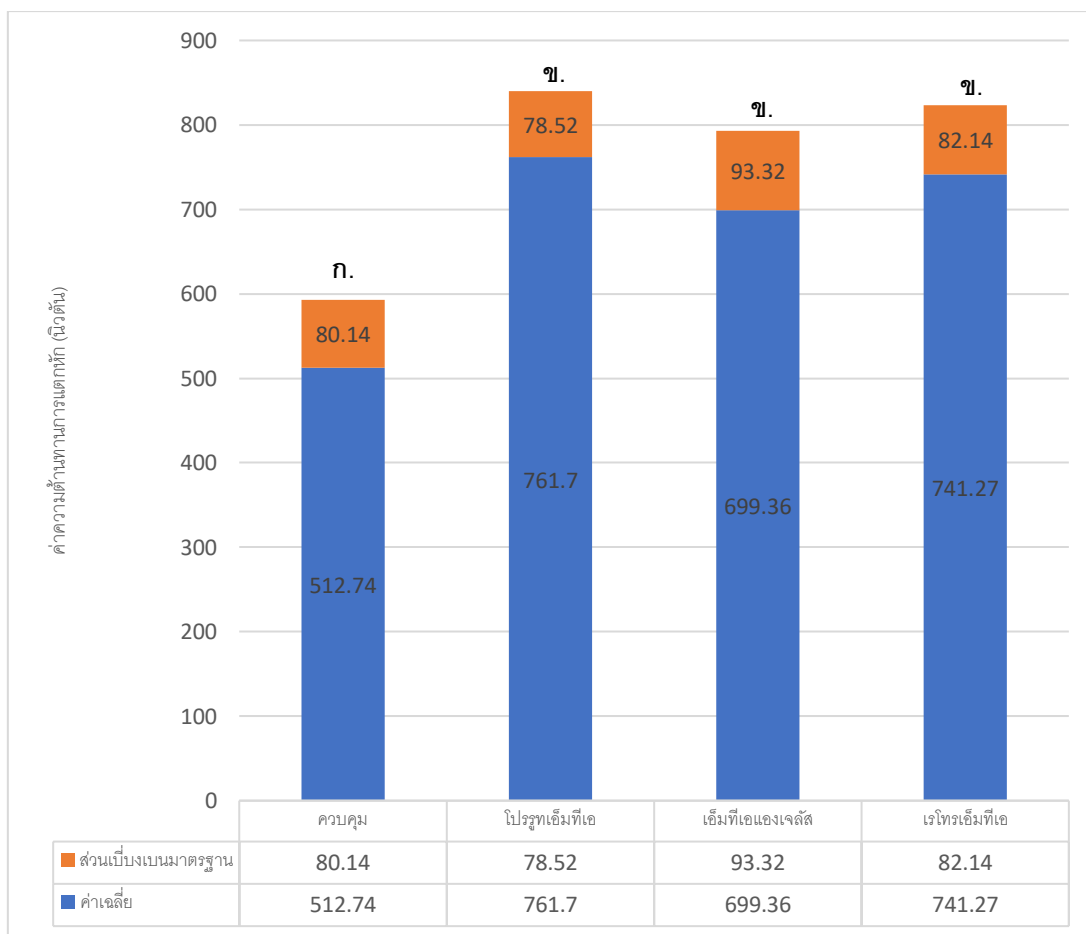
การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด เมื่ออุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ ซึ่งได้ศึกษาในฟันกรามน้อยล่างจำนวน 60 ซี่ โดยการเลือกฟันเข้ามาศึกษาในการทดลองนี้เป็นสิ่งสำคัญ เพื่อให้ได้ลักษณะของฟันที่ใกล้เคียงกันมากที่สุด จึงได้ศึกษาในฟันกรามน้อยล่างที่มีลักษณะตรง หนึ่งรากและหนึ่งคลองรากฟัน ภายหลังจากเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันพบว่าโดยส่วนใหญ่มีลักษณะของโพรงประสาทฟันส่วนคอฟันเป็นรูปร่างกลม และมีบางซี่ที่มีรูปร่างรีเล็กน้อย จึงเตรียมขนาดคลองรากฟันด้วยพีไซรีมเมอร์จนถึงขนาด 6 เป็นผลให้ตลอดความยาวคลองรากฟันมีขนาดเท่ากัน นอกจากนี้การอุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่ม แคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ได้ใช้เอ็นโดดอนติกพลั๊กเกอร์ร่วมกับการกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิกและถ่ายภาพรังสีตรวจสอบความแนบสนิทในฟันทุกซี่ นอกจากนี้การสร้างอวัยวะปริทันต์จำลองหากมีความหนาที่มากจนเกินไปจะส่งผลให้เกิดการขยับของฟันเมื่อได้รับแรงกดแต่หากมีความหนาน้อยเกินไปจะทำให้ฟันกระแทกกับเรซินอะคริลิกโดยตรง เป็นผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการศึกษา จึงมีความจำเป็นที่ต้องสร้างความหนาของอวัยวะปริทันต์จำลองให้มีขนาดที่เหมาะสมโดยการจุ่มรากฟันกับขี้ผึ้งเหลวที่ไม่เดือดจนเกินไปจำนวน 1 ชิ้น และแทนที่ขี้ผึ้งด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไลต์บอดี้ ซึ่งจะได้อวัยวะปริทันต์จำลองในความหนาที่สม่ำเสมอเท่ากัน นอกจากนี้ตำแหน่งการวางหัวกดในการหาค่าความต้านทานการแตกหักของฟันเป็นสิ่งสำคัญ หากวางหัวกดเบี่ยงเบนไปในทิศทางใดทางหนึ่ง ส่งผลให้ระดับการแตกและค่าแรงที่บันทึกได้คลาดเคลื่อน จึงต้องวางหัวกดในตำแหน่งกึ่งกลางของรูเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟัน ซึ่งมีตำแหน่งกึ่งกลางตัวฟัน

การทดสอบหาค่าความต้านทานการแตกหักของฟันภายหลังจากการอุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ เมื่อวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้มีการแจกแจงปกติ ซึ่งวิเคราะห์ผ่านสถิติ Kolmogorov Smirnov test พบว่า มีค่ามากกว่าระดับนัยสำคัญ .05 ซึ่งแสดงถึงการแจกแจงปกติของข้อมูล การวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันระหว่างฟันกลุ่มควบคุม กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ กลุ่มเอ็มทีเอแองเจิลส์ และกลุ่มเรโทรเอ็มทีเอ โดยใช้สถิติ One Way ANOVA พบว่า มีค่าเท่ากับ .000 ซึ่งน้อยกว่าค่านัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แสดงให้เห็นว่ามีความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่ม

เมื่อระยะเวลาผ่านไป 1 เดือน พบว่า ฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์มีแนวโน้มที่ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันเพิ่มมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยด้วยกัตตาเปอร์ชา เมื่อวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติ Scheffe test พบว่า กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และ เรโทรเอ็มทีเอ มีค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ในแต่ละชนิด พบว่า กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ มีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันมากที่สุด คือ 761.70 ± 78.52 นิวตัน กลุ่มที่อุดด้วยเรโทรเอ็มทีเอ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 741.27 ± 82.14 นิวตัน และกลุ่มที่อุดด้วยเอ็มทีเอแองเจิลส์ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 699.36 ± 93.41 นิวตัน ตามลำดับ แต่ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของวัสดุทั้งสามชนิด (ตาราง 1, ภาพประกอบ 1)

ตาราง 1 ค่าความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดตลอดคลอง รากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และ เรโทรเอ็มทีเอ

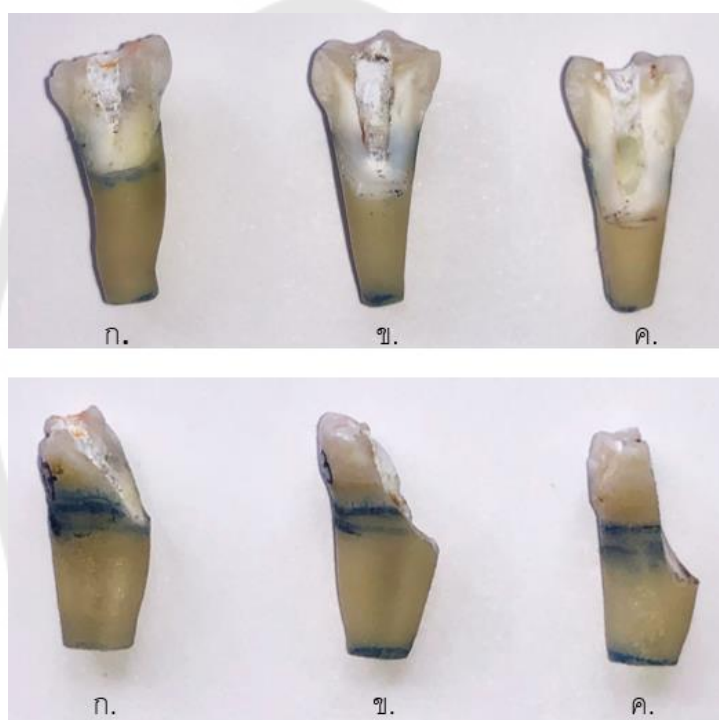
กลุ่ม	ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน (นิวตัน)	ค่าสัมประสิทธิ์การ แปรผัน (ร้อยละ)	ค่าต่ำสุด (นิวตัน)	ค่าสูงสุด (นิวตัน)
ควบคุม	512.74±80.14	15.62	430.55	626.25
โปรรูทเอ็มทีเอ	761.70±78.52	13.41	624.75	896.25
เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์	699.36±93.32	10.30	563.00	830.00
เรโทรเอ็มทีเอ	741.27±82.14	11.08	590.00	849.00



ภาพประกอบ 11 เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟันจำลอง
สภาวะปลายรากฟันเปิดในกลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรทรอมบีน เฟอร์โรเซมทิน
ไฟบริโนเจน และกลุ่มควบคุมที่อุดด้วยกัตตาเปอร์ชา
ก.และข.ที่แตกต่างกัน: มีความแตกต่างกันระหว่างกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

การศึกษารูปแบบการแตกของฟัน

จากการศึกษารูปแบบการแตกภายหลังจากการให้แรงต่อฟันจนเกิดการแตกหัก พบว่า รอยแตกมีลักษณะเฉียงลงสู่รากฟันและสามารถแบ่งตำแหน่งที่เกิดการแตกได้ 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่หนึ่งตำแหน่งการแตกของรากฟันอยู่ที่รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน (cemento enamel junction) (ภาพประกอบ 12ก.บน, ล่าง) กลุ่มที่สองการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน (cervical one third) (ภาพประกอบ 12ข. บน,ล่าง) กลุ่มที่สามการแตกอยู่ตำแหน่ง 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน (middle one third) (ภาพประกอบ 12ค. บน, ล่าง)



ภาพประกอบ 12 ตำแหน่งการแตกของรากฟัน (ภาพบนมุมด้านหน้า – frontal view, ภาพล่างมุมด้านข้าง – lateral view) ก.รอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน
ข.บริเวณคอฟัน ค.บริเวณกึ่งกลางรากฟัน

กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ พบการแตกในตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน ซึ่งไม่พบการเผยผิของโปรรูทเอ็มทีเอ จำนวน 1 ซี่ และพบว่ามีการเผยผิของโปรรูทเอ็มทีเอในตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 7 ซี่ และพบตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 7 ซี่

กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอแองเจิลส์ ไม่พบการแตกในตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน และพบว่ามีการเผยผิของเอ็มทีเอแองเจิลส์ ในตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 5 ซี่ และพบตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 10 ซี่

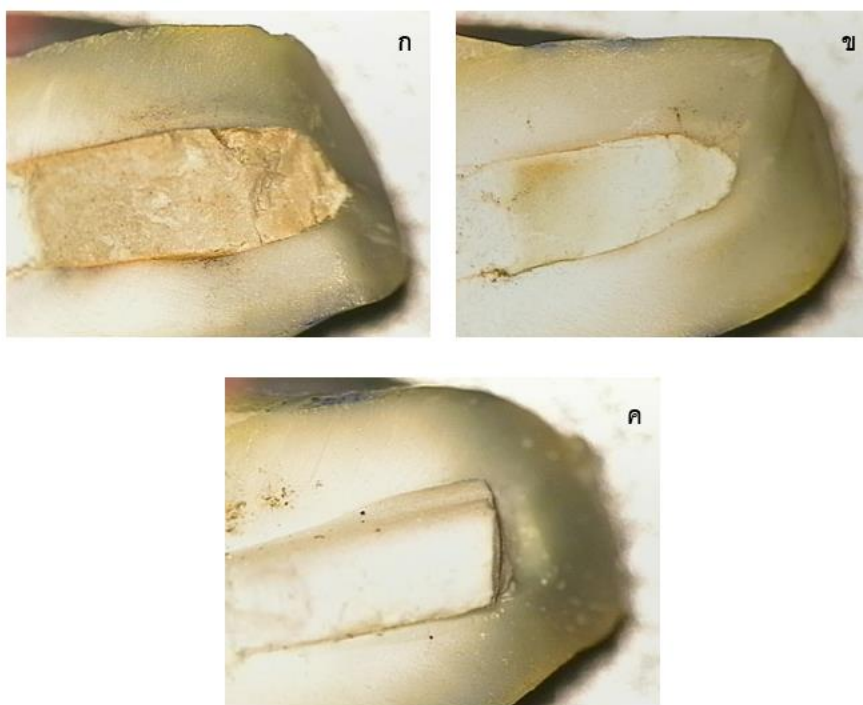
กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยเรโทรเอ็มทีเอ พบการแตกในตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน ซึ่งไม่พบการเผยผิของเรโทรเอ็มทีเอ จำนวน 2 ซี่ และพบว่ามีการเผยผิของเรโทรเอ็มทีเอ ในตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 3 ซี่ และพบตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 10 ซี่

จากการศึกษานี้พบว่าส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 27 ซี่ รองลงมาคือตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 15 ซี่ ซึ่งการแตกทั้งสองตำแหน่งนี้สามารถพบการเผยผิของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันทั้งสามชนิด นอกจากนี้สามารถพบการแตกในตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน ซึ่งไม่พบการเผยผิของวัสดุแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จำนวน 3 ซี่ (ตาราง 2) นอกจากนี้เมื่อประเมินความสัมพันธ์ด้วยสถิติ Chi-square มีค่าเท่ากับ .371 ซึ่งมากกว่าค่านัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างระดับการแตกหักของฟันและวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันทั้งสามชนิด

ตาราง 2 ตำแหน่งการแตกของรากฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วย โปรฐเอ็มทีเอ เอ็มทีเอ แองเจิ้ลส์ และ ไทรเอ็มทีเอ

กลุ่ม	ระดับการแตก			รวม
	CEJ	cervical	middle	
โปรฐเอ็มทีเอ	1	7	7	15
เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์	0	5	10	15
เรโทรเอ็มทีเอ	2	3	10	15
รวม	3	15	27	45

เมื่อนำชิ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope) บริเวณพื้นผิวของผนังคลองรากฟันที่เกิดการแตกหัก พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบลักษณะการแตกดังกล่าวได้ทั้งในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ จำนวน 42 ใน 45 ซี่ (ภาพประกอบ 13)



ภาพประกอบ 13 ฟันที่นำมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม
ก.กลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ ข.เอ็มทีเอแองเจิ้ลส์ ค.เรโทรเอ็มทีเอ

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

ผู้วิจัยสามารถสรุปผลการดำเนินงาน โดยแบ่งหัวข้อดังต่อไปนี้

- 1.สรุปผลการวิจัย
- 2.อภิปรายผลการวิจัย
- 3.ข้อเสนอแนะ

การสรุปผลการวิจัย

การอุดคลองรากฟันด้วยโปรพุธเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ สามารถเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด และส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน

การอภิปรายผลการวิจัย

ความต้านทานการแตกหักของฟันเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่ช่วยลดความเสี่ยงในการแตกหักภายหลังการรักษา โดยปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่แข็งแรงเป็นปัจจัยในการต้านทานต่อการแตกหักของฟัน จากการศึกษาของ Tjan และ Whang ในปี 1985 พบว่า ปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่โดยรอบคลองรากฟันแปรผันตรงกับค่าความต้านทานการแตกหักของฟัน โดยเฉพาะเนื้อฟันทางด้านใกล้แก้ม (buccal) (83) ฟันที่มีลักษณะคลองรากฟันใหญ่ ผนังคลองรากฟันบาง เช่น ในกรณีฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์ ฟันที่เกิดการละลายของรากฟันภายใน (internal root resorption) ฟันที่เกิดรูทะลุรากฟัน (root perforation) หรือผนังคลองรากฟันทะลุด้านข้าง (strip perforation) ในกรณีดังกล่าวการบูรณะภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุที่ช่วยเพิ่มความแข็งแรง มีโมดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน มีความแนบสนิทที่ดี เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ส่งผลให้ฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันสามารถคงอยู่ในช่องปากและใช้งานได้ยาวนานมากยิ่งขึ้น

การทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดที่ผ่านมาได้ศึกษาในฟันหลายกลุ่มตัวอย่าง เช่น ฟันแกะ(34, 84) ฟันวัว(85, 86) ฟันมนุษย์สภาวะปลายรากฟันเปิดที่ถูกถอนด้วยเหตุจัดฟัน (87) ฟันมนุษย์จำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด (81, 88-90) ซึ่งการศึกษานี้เลือกทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่างของมนุษย์ที่ได้รับการจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด เนื่องจากทำให้สามารถควบคุมการทดลองให้ฟันแต่ละซี่มีความใกล้เคียงกันและ

จำลองการบาดเจ็บของมนุษย์โดยฟันกรามน้อยเป็นฟันซี่แรกที่ใช้บาดเจ็บของขากรรไกรจึงสามารถนำผลที่ได้มาเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการประยุกต์ใช้ทางคลินิก

การศึกษานี้เลือกใช้วิธีการเตรียมคลองรากฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในฟันกรามน้อยที่มีการเจริญของรากฟันที่ระดับ 3 ซึ่งแบ่งตามการศึกษาของ Cvek ในปี 1991(18) เนื่องจากเป็นระยะการเจริญของรากฟันที่สามารถเตรียมคลองรากฟันให้ได้ขนาดมาตรฐานเท่ากันทุกซี่และสามารถพบระยะดังกล่าวได้จริงในช่องปากมนุษย์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Cicek และคณะ ในปี 2017 ได้ศึกษาความต้านทานการแตกหักของฟันในการเจริญของรากฟันที่ระดับ 3 ในฟันตัดหน้าบนของมนุษย์ (19) และจากการศึกษานี้ได้ทำการทดลองในฟันกรามน้อยล่าง โดยฟันมีความยาวเฉลี่ยอยู่ที่ 20-21 มิลลิเมตร (91) และมีรากฟันยาวเฉลี่ย 12 มิลลิเมตร จึงได้เตรียมความยาวรากฟันให้มีความยาว 2 ใน 3 ของรากฟัน ซึ่งมีความยาวเท่ากับ 8 มิลลิเมตร และขยายคลองรากฟันให้มีขนาดเท่ากันตลอดคลองรากฟันด้วยพีโซริมเมอร์ ขนาด 1-6 เพื่อให้ได้อัตราส่วนระหว่างผนังคลองรากฟันต่อพื้นที่ในคลองรากฟัน ตามแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง ที่ระดับรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันให้มีอัตราส่วนเท่ากับ 1 ต่อ 1 เพื่อให้ได้ลักษณะการเจริญของรากฟันที่ระดับ 3

การศึกษานี้ได้เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเมื่ออยู่ภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุที่แตกต่าง 3 ชนิด ได้แก่ โปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์และเรโทรเอ็มทีเอ การเลือกวัสดุทั้ง 3 ชนิดนั้น เนื่องจากโปรรูทเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่สามารถหาซื้อได้ในประเทศไทย เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตชนิดแรกที่ถูกผลิตขึ้นและเป็นที่นิยมใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์ โดยโปรรูทเอ็มทีเอมีองค์ประกอบหลักเป็นพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ ยิปซัม และสารที่บ่งสีเป็นบิสฟีนอลเอ นอกจากนี้โปรรูทเอ็มทีเอมีระยะเวลาการก่อตัวที่นาน 165-175 นาที (50, 51) ส่วนเอ็มทีเอแองเจิลส์เป็นวัสดุอีกชนิดที่เลือกใช้ในการศึกษาในครั้งนี้ แม้ว่ารูปแบบขององค์ประกอบจะคล้ายกับโปรรูทเอ็มทีเอ แต่มีความแตกต่างกัน คือ ไม่มีส่วนประกอบของยิปซัมในวัสดุจึงทำให้ระยะเวลาในการแข็งตัวของวัสดุน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ ซึ่งมีระยะเวลาในการแข็งตัวเริ่มต้น 15 นาทีและระยะเวลาในการแข็งตัวสุดท้าย 50 นาที (92) และมีส่วนประกอบของบิสฟีนอลเอน้อยกว่าโปรรูทเอ็มทีเอ(93) เรโทรเอ็มทีเอถูกเลือกเข้ามาในการศึกษานี้เนื่องจากองค์ประกอบภายในวัสดุเกิดจากกระบวนการสังเคราะห์จึงไม่พบสารพิษหลงเหลือภายในวัสดุ มีระยะเวลาการก่อตัวที่รวดเร็ว 3 นาที และระยะเวลาในการแข็งตัวสุดท้าย 6 นาที เนื่องจากมีอนุภาคของวัสดุขนาดเล็กจึงทำปฏิกิริยากับน้ำได้รวดเร็วยิ่งขึ้นและมีส่วนประกอบของแคลเซียมคาร์บอเนตที่ช่วยให้ระยะเวลาการก่อตัวของวัสดุ

ลดลง (74) นอกจากนี้เรโทรเอ็มทีเอมีเซอร์โคเนียมออกไซด์เป็นสารที่บ่งชี้แทนบิสม์ทออกไซด์ (75)

การศึกษานี้ได้ล่างคลองรากฟันภายหลังการขยายคลองรากฟันด้วยไฮเดียมไฮโปคลอไรต์และน้ำเกลือซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017 (19) โดยไฮเดียมไฮโปคลอไรต์มีผลต่อคุณสมบัติของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จากการศึกษาของ Camilleri ในปี 2014 (94) พบว่า ค่าความแข็งแรงแนวดัน (push-out bond strength) มีค่าเพิ่มขึ้นภายหลังการเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวในช่วงแรกของเอ็มทีเอ แต่สามารถเกิดการเปลี่ยนสีของวัสดุและเนื้อฟันเมื่อไฮเดียมไฮโปคลอไรต์สัมผัสกับเอ็มทีเอ จากการศึกษานี้ของ Marciano และคณะ ในปี 2015 (59) พบว่า บิสม์ทออกไซด์ซึ่งเป็นสารที่บ่งชี้ของเอ็มทีเอเมื่อสัมผัสกับไฮเดียมไฮโปคลอไรต์จะเปลี่ยนเป็นสีน้ำตาลเข้ม

วิธีการอุดแคลเซียมซิลิเกตที่ปลายรากฟันมีหลายวิธี ได้แก่ การใช้เอ็นโดดอนติกพลักเกอร์ (hand methods) วิธีการนำส่ง (carrier technique) การศึกษานี้ใช้เอ็นโดดอนติกพลักเกอร์ร่วมกับการกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิก เนื่องจากเป็นวิธีการที่ง่ายและมีประสิทธิภาพเกิดความแนบสนิทที่ดีระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟันรวมถึงมีความแนบสนิทที่ดีในเนื้อวัสดุ สอดคล้องกับการศึกษาของ Escribano-Escrivá และคณะ ในปี 2016(80) พบว่า กลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอร่วมกับการกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิกมีความแนบสนิทที่ดีมากกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ใช้การกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิก นอกจากนี้ยังไม่พบความแตกต่างของความแนบสนิทระหว่างการแบ่งอุดที่ละชั้น (incremental) และการอุดทั้งหมดในครั้งเดียว สอดคล้องกับการศึกษาของ Lawley และคณะในปี 2004(95) พบว่า กลุ่มที่อุดด้วยเอ็มทีเอร่วมกับการกระตุ้นด้วยอัลตราโซนิกมีการแทรกซึมของแบคทีเรีย (11%) น้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ได้กระตุ้นด้วยอัลตราโซนิก (33%)

การศึกษานี้ภายหลังการอุดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ได้วางลำลึซึบนำบนวัสดุทั้งด้านในคลองรากฟันรวมถึงบริเวณปลายรากฟัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Torabinejad ในปี 1999 (96) ที่แนะนำให้วางลำลึซึบนำบนเอ็มทีเอภายหลังการผสมและนำไปอุดในคลองรากฟัน เนื่องจากความชื้นเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุ นอกจากนี้ภายหลังการอุดวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์จะเก็บฟันให้อยู่ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017 (19) โดยจากการศึกษาของ Gancedo-Caravia และ Garcia-Barbero ในปี 2006 (97) พบว่า ฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอที่อยู่ในสภาวะความชื้นสัมพัทธ์เกิดการก่อตัวของวัสดุได้ดีมากกว่ากลุ่มที่อยู่ในสภาวะแห้ง

การศึกษานี้ได้สร้างอวัยวะปริทันต์จำลองด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไคท์บอดีที่มีความหนาประมาณ 0.2-0.3 มิลลิเมตร(98) โดยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนไคท์บอดีภายหลังการก่อตัวมีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่น (modulus of elasticity) เท่ากับ 0.35-0.70 เมกะปาสคาล (99) ซึ่งใกล้เคียงกับอวัยวะปริทันต์มนุษย์ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.12–0.96 เมกะปาสคาล (100) จากการศึกษาของ Soares และคณะ ในปี 2005(98) พบว่า การจำลองอวัยวะปริทันต์ทำให้เกิดการกระจายแรงหลายตำแหน่งบนพื้นผิวของรากฟัน ซึ่งแตกต่างจากกลุ่มที่ไม่ได้จำลองอวัยวะปริทันต์ที่มีแรงกระทำเพียงตำแหน่งเดียวบริเวณพื้นผิวรากฟันซึ่งเกิดจากแรงที่กระทำโดยตรงระหว่างฟันและเรซินอะคริลิกที่จำลองลักษณะของกระดูกเบ้าฟัน และในการศึกษานี้ได้จำลองลักษณะของกระดูกเบ้าฟันด้วยเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองซึ่งสามารถทนทานต่อแรงอัดและแรงที่จำลองสภาวะการบดเคี้ยวได้(98) และได้จำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันและสันกระดูกเบ้าฟัน (crestal bone) โดยกำหนดตำแหน่งรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟัน (cemento enamel junction) ให้สูงกว่าเรซินอะคริลิก 2 มิลลิเมตร (81, 86)

การศึกษาในครั้งนี้ได้ทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงสากล (Universal Testing Machine) โดยการให้แรงกระทำต่อฟันในหนึ่งช่วงเวลา (static measurement) ซึ่งการศึกษาก่อนหน้านี้ได้ให้แรงผ่านหัวกดกระทำกับตัวฟันในตำแหน่งและทิศทางที่แตกต่างกัน EL-Ma'aita และคณะในปี 2012 (101) ได้นำฟันหน้าที่มีการตัดส่วนของตัวฟันให้เหลือเพียงรากฟัน และหัวกดทำมุมในทิศทางเดียวกันกับแนวแกนฟัน เพื่อทดสอบความต้านทานการแตกหักของฟันในแนวตั้ง จากการศึกษาของ Tuna และคณะ ในปี 2011 (87) ได้ศึกษาในฟันกรามน้อยที่ถูกถอนด้วยเหตุผลการจัดฟันซึ่งยังเจริญไม่สมบูรณ์ในเด็กอายุ 11 ปี โดยหัวกดทำมุม 90 องศา กับตัวฟันบริเวณเหนือรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันเป็นระยะ 3 มิลลิเมตร และจากการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017(19) ได้ศึกษาในฟันหน้าบนและหัวกดทำมุม 135 องศา กับแนวแกนฟัน โดยการศึกษานี้ได้ทำในฟันฟันกรามน้อยล่างรากเดียว และกำหนดให้หัวกดทำมุม 15 องศา กับแนวแกนฟัน เพื่อจำลองความสัมพันธ์ระหว่างฟันกรามน้อยบนและฟันกรามน้อยล่าง โดยค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยบนมีค่าเท่ากับ 7 องศา และค่าเฉลี่ยความลาดเอียงของฟันกรามน้อยล่างมีค่าเท่ากับ 8.4 องศา (102) และหัวกดอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางฟันเอียงด้านลิ้น (lingual incline plane) ของปุ่มฟันด้านแก้ม (buccal cusp) ซึ่งแบ่งหัวกดทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีรูปร่างกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1 มิลลิเมตร โดยให้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที(82)

การเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด ในกลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ มีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันมากที่สุด คือ 761.70 ± 78.52 นิวตัน กลุ่มที่อุดด้วยเรโพรเอ็มทีเอ มีค่าเท่ากับ 741.27 ± 82.14 นิวตัน และน้อยที่สุดในกลุ่มเอ็มทีเอแองเจิ้ลส มีค่าเท่ากับ 699.36 ± 93.41 นิวตัน จากการวิเคราะห์ข้อมูลไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของวัสดุทั้งสามชนิด ซึ่งน่าจะมาจากองค์ประกอบส่วนใหญ่ของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เป็นสารในกลุ่มไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกต และจากการศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพ (physical property) ของวัสดุพบว่า มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นรวมถึงมีความแนบสนิทและการยึดติดที่ดีของโปรรูทเอ็มทีเอเอ็มทีเอแองเจิ้ลส และเรโพรเอ็มทีเอมีค่าไม่แตกต่างกัน โดยพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นภายหลังการก่อตัวเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์ มีค่าเท่ากับ 15-30 จิกะปาสคาล(103) ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11-20 จิกะปาสคาล(104) นอกจากนี้วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ทั้งสามชนิดมีความแนบสนิทที่ดีและมีความสามารถในการยึดติดกับผนังคลองรากฟันไม่แตกต่างกัน ซึ่งเกิดจากการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (105) ร่วมกับการขยายตัวเล็กน้อยภายหลังการก่อตัว โดยพบการขยายตัวของโปรรูทเอ็มทีเอ (0.08%) (63) เอ็มทีเอแองเจิ้ลส (0.088%) และเรโพรเอ็มทีเอ (0.09%)(106) มีค่าใกล้เคียงกัน ส่งผลให้วัสดุทั้งสามชนิดมีความแนบสนิท(75, 107) และการยึดติดกับผนังคลองรากฟัน(108-110)ไม่แตกต่างกัน

จากการศึกษานี้พบว่าความต้านทานการแตกหักของพื้นจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในกลุ่มทดลองทั้งสามกลุ่มมีค่ามากกว่ากลุ่มควบคุมที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ EL-Ma'aita และคณะในปี 2012 (101) พบว่า พื้นกรามน้อยที่อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอมีค่าความต้านทานการแตกของฟันในแนวดิ่งมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา เมื่อระยะเวลา 6 เดือน สอดคล้องกับการศึกษาของ Elnaghy และ Elsaka ในปี 2015 (81) พบว่า พื้นหน้าบนที่อุดตลอดคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอมีความต้านทานการแตกของฟันมากกว่าที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชาเมื่อระยะเวลา 12 เดือน ซึ่งอาจมีสาเหตุจากความเป็นหน่วยเดียวกัน (monoblock, homogeneous unit) ระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน ทำให้เกิดความยืดหยุ่นสามารถดูดซับแรงและกระจายแรงได้ดี ทำให้ฟันเกิดความแข็งแรงมากยิ่งขึ้นและลดโอกาสการแตกหักของฟัน โดยปัจจัยที่ทำให้เกิดความเป็นหน่วยเดียวกันระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน คือ ค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่น

(modulus of elasticity) ที่ใกล้เคียงกันรวมถึงมีความแนบสนิทและการยึดติดที่ดี(111) นอกจากนี้วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามารถกระตุ้นให้เกิดการหลั่งไบโอแอคทีฟ โมเลกุล (bioactive molecules) ที่ช่วยส่งเสริมให้เกิดความแข็งแรงของฟันและยับยั้งการทำลายของเ็นหินแมทริกซ์

ปัจจัยสำคัญในการเกิดความเป็นหน่วยเดียวกันคือค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่มีใกล้เคียงกันระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน การเสริมวัสดุที่มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันในฟันที่ยังเจริญไม่สมบูรณ์และมีผนังคลองรากฟันบาง เป็นผลให้การเปลี่ยนแปลงรูปร่างต่อแรงกระทำใกล้เคียงกับเนื้อฟันและเกิดการกระจายความเค้นได้ดีจึงลดโอกาสการแตกหักของฟัน โดยพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของเอ็มทีเอ มีค่าโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นในระยะเริ่มต้นเมื่อเกิดการก่อตัวของวัสดุมีค่าเท่ากับ 1.7 จิกะปาสคาล และเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป 2 สัปดาห์ มีค่าเท่ากับ 15-30 จิกะปาสคาล(103) ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับโมดูลัสของสภาวะยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11-20 จิกะปาสคาล(104) การดูดซับแรงและการกระจายแรงที่ดีของฟันที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์อาจเป็นอีกปัจจัยที่ช่วยเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันของการศึกษาในครั้งนี้

ความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟันเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้เกิดความเป็นหน่วยเดียวกัน โดยการเกิดปฏิกิริยาไฮดรอกซีอะปาทิตจะปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์และเข้าทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ ซึ่งกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะปาทิตปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (tag-like structures)(105) ร่วมกับการขยายตัวภายหลังการก่อตัวของวัสดุเป็นผลให้เกิดความแนบสนิทระหว่างวัสดุและผนังคลองรากฟัน โดยสามารถพบการขยายตัวภายหลังการก่อตัวของโปรรูทเอ็มทีเอมีค่า 0.08%(63, 64) เอ็มทีเอแองเจิลส์มีค่า 0.088% และเรโทรเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 0.09% (106) ซึ่งการขยายตัวภายหลังการก่อตัวของวัสดุและการเกิดผลึกไฮดรอกซีอะปาทิตแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน อาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สนับสนุนผลของการศึกษาที่พบว่าการอุดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามารถส่งเสริมความต้านทานการแตกหักของฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิด แต่มีการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017(19) พบว่า เมื่ออุดโปรรูทเอ็มทีเอคลองรากฟันมีค่าความต้านทานการแตกหักน้อยกว่ากลุ่มที่โปรรูทเอ็มทีเอที่ระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร ซึ่งอาจมีสาเหตุจากการอุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่มีความหนาตลอดความยาวรากฟันเกิดการขยายตัวของวัสดุมากกว่ากลุ่มที่อุดภายในคลองรากฟันในระดับ 3 และ 6 มิลลิเมตร ส่งผลให้กลุ่มที่อุดตลอดความยาวรากฟันมีค่าความต้านทานการแตกหักของฟันลดลง

นอกจากนี้อาจเกิดจากความแตกต่างสูงของวัสดุส่งผลให้การสูญเสียโครงสร้างโปรตีน (denaturation) และ เกิดการสลายพันธะของโปรตีน (hydrolysis) ระหว่างโครงสร้างของเนื้อฟัน คือ ผลิตไฮดรอกซีอะพาไทต์และเส้นใยคอลลาเจน (collagenous fibrils) โดยความแตกต่างที่สูงสามารถทำลายหมู่คาร์บอกซีเลต (carboxylate) และหมู่ฟอสเฟต (phosphate) เป็นผลให้เกิดการยุบตัวของโครงสร้างเนื้อฟันและเกิดความอ่อนแอลง(112)

นอกจากนี้วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามารถกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยของไบโอแอคทีฟ โมเลกุล (bioactive molecules) ที่ส่งเสริมให้เกิดความแข็งแรงของฟันและยับยั้งการทำลายของเ็นทีนแมทริกซ์ ซึ่งอาจเป็นอีกปัจจัยสนับสนุนผลของการศึกษานี้ที่พบว่าการอุดตลอดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์สามารถส่งเสริมความต้านทานการแตกหักของฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Hatibovic´-Kofman และคณะ ในปี 2008 (34) พบว่า ฟันแคะที่อุดภายในคลองรากฟันด้วยโปรรูทเอ็มทีเอ มีความต้านทานการแตกหักมากกว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่ได้รับการอุดภายในคลองรากฟัน เมื่อศึกษาด้วยอิมมูโนพยาธิวิทยา (immunohistochemistry) สามารถพบ collagen type I, MMP-2 และ MMP-14 ทั้งสองกลุ่ม แต่สามารถพบ TIMP-2 เฉพาะในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ ซึ่งมีความสามารถในการยับยั้งการทำงานของ MMP-2 และ MMP-14 ซึ่งมีบทบาทในการทำลายคอลลาเจน แมทริกซ์ (collagen matrix) ในเนื้อฟัน และเอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้มีการหลั่งอินเตอร์ลิวคินและไซโตไคน์ เช่น interleukin 4 (113) ที่กระตุ้นการแสดงออกของ TIMP-2(114) นอกจากนี้เอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง สอดคล้องกับการศึกษาของ Tomson และคณะในปี 2008(115) พบการหลั่งของ TGF-b1 และ adrenomedullin (ADM) เมื่อเอ็มทีเอสัมผัสกับเนื้อฟัน ซึ่งโกรทแฟคเตอร์ทั้งสองชนิดสามารถกระตุ้นให้เกิดการสะสมของแร่ธาตุและการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง

จากการศึกษานี้พบว่าส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน จำนวน 27 ที่ รองลงมาคือตำแหน่ง 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน จำนวน 15 ที่ ซึ่งการแตกทั้งสองตำแหน่งนี้สามารถพบการเผยผิของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ที่ใช้อุดภายในคลองรากฟัน โดยตำแหน่งการแตกของฟันมีความแตกต่างกับการศึกษาก่อนหน้านี้ พบว่า ตำแหน่งการแตกอยู่บริเวณ 1 ใน 3 ของรากฟันบริเวณคอฟัน (19) (87) และการแตกในแนวตั้ง (101) ซึ่งตำแหน่งการแตกหักของฟันที่แตกต่างกันอาจมีสาเหตุจากการเลือกฟันที่นำมาศึกษาแตกต่างกัน มุมของหัวกดที่กระทำกับฟันที่แตกต่างกัน ซึ่งการศึกษานี้ได้ทำในฟันกรามน้อยล่างรากฟันเดียวของมนุษย์ที่จำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดและมุมของหัวกดกระทำกับฟันเป็นมุม 15 องศา กับแนวแกนฟันซึ่งแตกต่างกับการศึกษาของ Tuna และคณะ ในปี 2011 (87) ได้ศึกษาในฟันกราม

น้อยที่ถูกถอนด้วยเหตุผลการจัดฟันซึ่งยังเจริญไม่สมบูรณ์ในเด็กอายุ 11 ปี โดยหวักดทำมุม 90 องศา กับตัวฟันบริเวณเหนือรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันกับเคลือบฟันเป็นระยะ 3 มิลลิเมตร ทำให้ตำแหน่งการแตกอยู่บริเวณคอฟัน และจากการศึกษาของ CiCek และคณะในปี 2017(19) ได้ศึกษาในฟันหน้าบนและหวักดทำมุม 135 องศากับแนวแกนฟัน ทำให้ตำแหน่งการแตกอยู่บริเวณคอฟัน การศึกษาของ EL-Ma'aita และคณะในปี 2012 (101) ได้ศึกษาในฟันหน้าที่มีการตัดส่วนของตัวฟันให้เหลือเพียงรากฟัน และหวักดทำมุมขนานกับแนวแกนฟัน ทำให้ลักษณะการแตกเกิดเป็นสองส่วนในแนวตั้งจากรูเปิดคลองรากฟันถึงปลายรากฟันหรือการแตกหลายชิ้นส่วนที่มีหลายทิศทาง

เมื่อนำขึ้นฟันที่แตกมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ปฏิบัติการทันตกรรม (Dental Operating Microscope) บริเวณพื้นผิวของผนังคลองรากฟันที่เกิดการแตกหัก พบการแยกภายในเนื้อวัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันและมีส่วนของวัสดุที่ยึดติดกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งสามารถพบได้ทั้งในกลุ่มโปรรูทเอ็มทีเอ เอ็มทีเอแองเจิลส์ และเรโทรเอ็มทีเอ จำนวน 42 ใน 45 ซี่ โดยอาจมีสาเหตุจากปฏิกิริยาไฮโดรชันของวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกต เกิดเป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮโดรเจลและแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ซึ่งแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ถูกปลดปล่อยออกมาจะเข้าทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ และกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปกคลุมบนพื้นผิวของวัสดุและแทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (tag-like structures) เกิดเป็นพันธะเคมีระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน (105, 116-118) จากการศึกษาของ Han L และ Okiji T ในปี 2013 (105) พบว่าผลึกที่แทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันประกอบไปด้วยแคลเซียม ฟอสฟอรัส ออกซิเจนเป็นส่วนประกอบหลัก รวมถึงคาร์บอน และซิลิกอนตามลำดับ โดยลักษณะของผลึกที่เกิดขึ้นช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงและเพิ่มความแนบสนิทระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน เป็นผลให้ลักษณะของขึ้นฟันที่เกิดการแตกหักมีการแยกภายในของเนื้อวัสดุและยังคงยึดติดกับผนังคลองรากฟัน

ในบางกรณีที่มีความจำเป็นต้องอุดตลอดคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ เพื่อสร้างความแนบสนิทมากกว่าเฉพาะบริเวณปลายรากฟัน เช่น การละลายของรากฟัน (root resorption) รวมถึงการช่อมรูทะลุรากฟัน (root perforation) หรือในกรณีฟันเจริญไม่สมบูรณ์ที่มีผนังคลองรากฟันบางเสี่ยงต่อการแตกหัก อาจพิจารณาบูรณะภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์เพื่อส่งเสริมความแข็งแรงและเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันและมีความแนบสนิทที่ดี นอกจากนี้สามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและกระตุ้นให้มีการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง รวมถึงมีการกระตุ้นให้มีการเคลื่อนที่ ยึดติดและเปลี่ยนแปลงเป็นเซลล์สร้างเนื้อเยื่อบนวัสดุ (119, 120) มีความสามารถในการต้านเชื้อจุลินทรีย์ซึ่งเป็นผลมาจากการปลดปล่อย

ไฮดรอกซิลไอออนที่มีความเป็นด่างสูง (pH เท่ากับ 10.2-12.5) และส่งเสริมให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อ(45)

ข้อเสนอแนะ

ภายหลังจากการอุดภายในคลองรากฟันด้วยวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ควรมีทดสอบการก่อตัวของวัสดุโดยใช้เข็มหัวกดทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมทรงกลมปลายตัดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 1 มิลลิเมตร กดที่วัสดุด้วยน้ำหนัก 400 กรัม หากไม่พบรอยกดบนวัสดุแสดงถึงการก่อตัวที่สมบูรณ์ของวัสดุ ซึ่งเป็นไปตามการทดสอบมาตรฐานสากล ISO 9917-1 (121)

จากการศึกษาพบว่าส่วนใหญ่มีตำแหน่งการแตกที่ระดับ 1 ใน 3 ของกึ่งกลางรากฟัน ซึ่งเป็นระดับการแตกที่ไม่สามารถบูรณะได้ ซึ่งในอนาคตต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงวิธีการบูรณะฟันเพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงในฟันจำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดเมื่ออุดปลายรากฟันวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์

เนื่องจากระยะเวลาที่จำกัดจึงทำให้การศึกษานี้เปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันเพียงช่วงระยะเวลาเดียว การเพิ่มระยะเวลาในการศึกษาเพื่อดูประสิทธิภาพของวัสดุที่มีผลต่อฟันในระยะยาวและการเกิดความเป็นหน่วยเดียวกันระหว่างวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์และผนังคลองรากฟันสามารถเกิดขึ้นได้จริงหรือไม่จึงเป็นส่วนที่ต้องศึกษาเพิ่มเติมในอนาคต

บรรณานุกรม

1. Bhashkar S. Orban's oral histology and embryology. St Louis: Mosby. 1991.
2. Andreasen J, Ravn J. Epidemiology of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample. International Journal of Oral Surgery. 1972;1(5):235-9.
3. Trope M. Treatment of the immature tooth with a non-vital pulp and apical periodontitis. Dental Clinics. 2010;54(2):313-24.
4. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. Dental Traumatology. 1990;6(2):49-55.
5. Frank AL. Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. The Journal of the American Dental Association. 1966;72(1):87-93.
6. Rafter M. Apexification: a review. Dental Traumatology. 2005;21(1):1-8.
7. Sheehy E, Roberts G. Use of calcium hydroxide for apical barrier formation and healing in non-vital immature permanent teeth: a review. British Dental Journal. 1997;183(7):241.
8. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. Dental Traumatology. 2002;18(3):134-7.
9. Yates J. Barrier formation time in non-vital teeth with open apices. International Endodontic Journal. 1988;21(5):313-9.
10. Endodontists AAo. AAE Clinical considerations for a regenerative procedure. American Association of Endodontics; 2014.
11. Andreasen J, Paulsen H, Yu Z, Bayer T, Schwartz O. A long-term study of 370 autotransplanted premolars. Part II. Tooth survival and pulp healing subsequent to transplantation. The European Journal of Orthodontics. 1990;12(1):14-24.
12. Jeeruphan T, Jantararat J, Yanpiset K, Suwannapan L, Khewsawai P, Hargreaves KM. Mahidol study 1: comparison of radiographic and survival outcomes of immature teeth treated with either regenerative endodontic or apexification methods: a retrospective study. Journal of Endodontics. 2012;38(10):1330-6.

13. Damle S, Bhattal H, Loomba A. Apexification of anterior teeth: a comparative evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide paste. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2012;36(3):263-8.
14. Banchs F, Trope M. Revascularization of immature permanent teeth with apical periodontitis: new treatment protocol? *Journal of Endodontics*. 2004;30(4):196-200.
15. Ghorbanzadeh A, Shokouhinejad N, Fathi B, Raoof M, Khoshkhounejad M. An in vitro comparison of marginal adaptation of MTA and MTA-like materials in the presence of PBS at one-week and two-month intervals. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2014;11(5):560.
16. Bani M, Sungurtekin-Ekçi E, Odabas ME. Efficacy of Biodentine as an apical plug in nonvital permanent teeth with open apices: an in vitro study. *BioMed Research International*. 2015;2015.
17. Lolayekar N, Bhat S, Hegde S. Sealing ability of ProRoot MTA and MTA-Angelus simulating a one-step apical barrier technique-an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2009;33(4):305-10.
18. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Dental Traumatology*. 1992;8(2):45-55.
19. 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. *Journal of Endodontics*. 2017;43(10):1697-700.
20. Topçuoğlu HS, Kesim B, Düzgün S, Tuncay Ö, Demirbuga S, Topçuoğlu G. The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. *International journal of paediatric dentistry*. 2015;25(4):248-54.
21. Gaddalay S, Gite S, Kale A, Ahirrao Y, Mohani S, Badgire A. A comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth using different obturating material: an in-vitro study.
22. Gupta S, Upadhyay K, Sarkar TK, Roy S. Biodentine for apical barrier for immature

necrotic permanent teeth: Report of cases. *Int J Contemp Med Res*. 2016;3:77-83.

23. Chen X, Bao Z-F, Liu Y, Liu M, Jin X-Q, Xu X-B. Regenerative endodontic treatment of an immature permanent tooth at an early stage of root development: a case report. *Journal of Endodontics*. 2013;39(5):719-22.
24. Abbott P, Yu C. A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. *Australian Dental Journal*. 2007;52(s1).
25. Seow W. Diagnosis and management of unusual dental abscesses in children. *Australian Dental Journal*. 2003;48(3):156-68.
26. Torneck C. Effects and clinical significance of trauma to the developing permanent dentition. *Dental Clinics of North America*. 1982;26(3):481-504.
27. Abbott PV. Apexification with calcium hydroxide-when should the dressing be changed? the case for regular dressing changes. *Australian Endodontic Journal*. 1998;24(1):27-32.
28. Dylewski JJ. Apical closure of nonvital teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1971;32(1):82-9.
29. Murray PE, Garcia-Godoy F, Hargreaves KM. Regenerative endodontics: a review of current status and a call for action. *Journal of Endodontics*. 2007;33(4):377-90.
30. Hoshino E, Kurihara-Ando N, Sato I, Uematsu H, Sato M, Kota K, et al. In-vitro antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. *International Endodontic Journal*. 1996;29(2):125-30.
31. Health Nlo. Stem cell basics. Stem Cell Information, available at <http://stemcells.nih.gov/info/basics/basics6.asp>. 2009.
32. Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P. The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: a prospective study. *International Endodontic Journal*. 2007;40(3):186-97.
33. Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one-or two-step apical barrier technique. *Journal of Endodontics*. 2004;30(12):876-9.

34. 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. *Dental Traumatology*. 2008;24(3):272-6.
35. White JD, Lacefield WR, Chavers L, Eleazer PD. The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. *Journal of Endodontics*. 2002;28(12):828-30.
36. Sawyer AN, Nikonov SY, Pancio AK, Niu L-n, Agee KA, Loushine RJ, et al. Effects of calcium silicate-based materials on the flexural properties of dentin. *Journal of Endodontics*. 2012;38(5):680-3.
37. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *Journal of Endodontics*. 1995;21(11):537-9.
38. Torabinejad M, Hong C-U, Lee S-J, Monsef M, Ford TRP. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *Journal of Endodontics*. 1995;21(12):603-8.
39. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, WALKER III WA. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(7):967-75.
40. 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. *Journal of Endodontics*. 1995;21(6):295-9.
41. Al-Hezaimi K, Al-Shalan TA, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *Journal of Endodontics*. 2006;32(11):1053-6.
42. Lee S-J, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*. 1993;19(11):541-4.
43. Bonte E, Beslot A, Boukpepsi T, Lasfargues J-J. MTA versus $\text{Ca}(\text{OH})_2$ in apexification of non-vital immature permanent teeth: a randomized clinical trial comparison. *Clinical Oral Investigations*. 2015;19(6):1381-8.

44. Okabe T, Sakamoto M, Takeuchi H, Matsushima K. Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *Journal of Endodontics*. 2006;32(3):198-201.
45. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*. 2010;36(3):400-13.
46. Lee Y-L, Lee B-S, Lin F-H, Lin AY, Lan W-H, Lin C-P. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*. 2004;25(5):787-93.
47. Ramachandran VS, Paroli RM, Beaudoin JJ, Delgado AH. *Handbook of thermal analysis of construction materials*: William Andrew; 2002.
48. Nekoofar M, Stone D, Dummer P. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*. 2010;43(9):782-91.
49. Rogue R, Lerch W. Hydration of Portland cement compounds. *Industrial & Engineering Chemistry*. 1934;26(8):837-47.
50. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*. 1995;21(7):349-53.
51. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics*. 2006;32(3):193-7.
52. Ding SJ, Kao CT, Shie MY, Hung C, Huang TH. The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na_2HPO_4 as an accelerant. *Journal of Endodontics*. 2008;34(6):748-51.
53. Mailvaganam NP, Rixom M. *Chemical admixtures for concrete*: CRC Press; 2002.
54. File BS. *Active biosilicate technology*, Septodont. Saint-Maur-des-Fossés Cedex: R&D Department. 2010.
55. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *Journal of Endodontics*. 2007;33(3):295-8.
56. Krastl G, Allgayer N, Lenherr P, Filippi A, Taneja P, Weiger R. Tooth discoloration

induced by endodontic materials: a literature review. *Dental Traumatology*. 2013;29(1):2-7.

57. Lenherr P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krastl G. Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *International Endodontic Journal*. 2012;45(10):942-9.

58. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RFL, Guimarães BM, Duarte MAH. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *Journal of Endodontics*. 2014;40(8):1235-40.

59. Marciano MA, Duarte MAH, Camilleri J. Dental discoloration caused by bismuth oxide in MTA in the presence of sodium hypochlorite. *Clinical Oral Investigations*. 2015;19(9):2201-9.

60. Bortoluzzi EA, Araújo GS, Tanomaru JMG, Tanomaru-Filho M. Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *Journal of Endodontics*. 2007;33(3):325-7.

61. Belobrov I, Parashos P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2011;37(7):1017-20.

62. Koubi S, Elmerini H, Koubi G, Tassery H, Camps J. Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *International Journal of Dentistry*. 2012;2012.

63. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of Endodontics*. 2008;34(1):80-2.

64. Hawley M, Webb TD, Goodell GG. Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2010;36(8):1377-9.

65. Parioikh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*. 2010;36(1):16-27.

66. Torres FFE, Bosso-Martelo R, Espir CG, Cirelli JA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M. Evaluation of physicochemical properties of root-end filling materials using conventional and Micro-CT tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2017;25(4):374-

80.

67. de Vasconcelos BC, Bernardes RA, Cruz SML, Duarte MAH, de Magalhães Padilha P, Bernardineli N, et al. Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;108(1):135-9.

68. Salehimehr G, Nobahar S, Hosseini-Zijoud S-M, Yari S. Comparison of physical & chemical properties of Angelus MTA and new endodontic restorative material. *Journal of Applied Pharmaceutical Science*. 2014;4(7):105-9.

69. Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, de Campos Fraga S. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2003;95(3):345-7.

70. Tanomaru-Filho M, Tanomaru JM, Barros DB, Watanabe E, Ito IY. In vitro antimicrobial activity of endodontic sealers, MTA-based cements and Portland cement. *Journal of Oral Science*. 2007;49(1):41-5.

71. Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, de Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005;99(5):648-50.

72. Gomes-Filho JE, Watanabe S, Gomes AC, Faria MD, Lodi CS, Oliveira SHP. Evaluation of the effects of endodontic materials on fibroblast viability and cytokine production. *Journal of Endodontics*. 2009;35(11):1577-9.

73. Tanomaru-Filho M, Andrade A, Rodrigues EM, Viola KS, Faria G, Camilleri J, et al. Biocompatibility and mineralized nodule formation of Neo MTA Plus and an experimental tricalcium silicate cement containing tantalum oxide. *International Endodontic Journal*. 2017;50:e31-e9.

74. 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. *International Endodontic Journal*. 2013;46(7):632-41.

75. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet

spectrophotometric analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2015;18(6):445.

76. Kang S-H, Shin Y-S, Lee H-S, Kim S-O, Shin Y, Jung I-Y, et al. Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate–based materials: an ex vivo study. *Journal of Endodontics*. 2015;41(5):737-41.

77. SOUZA LCd, Yadlapati M, Dorn SO, Silva R, Letra A. Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. *Journal of Applied Oral Science*. 2015;23(4):383-9.

78. Chang S-W, Bae W-J, Yi J-K, Lee S, Lee D-W, Kum K-Y, et al. Odontoblastic differentiation, inflammatory response, and angiogenic potential of 4 calcium silicate–based cements: Micromega MTA, ProRoot MTA, RetroMTA, and experimental calcium silicate cement. *Journal of Endodontics*. 2015;41(9):1524-9.

79. Lee H, Shin Y, Kim S-O, Lee H-S, Choi H-J, Song JS. Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of Endodontics*. 2015;41(8):1317-24.

80. 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. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2016;8(3):e318.

81. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate—an in vitro study. *Dental Traumatology*. 2016;32(2):116-20.

82. Torabi K, Fattahi F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*. 2009;20(3):282.

83. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53(4):496-500.

84. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *Journal of Endodontics*. 2007;33(4):480-3.

85. 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. *Journal of Endodontics*. 2011;37(10):1390-3.

86. Bortoluzzi E, Souza E, Reis JMdSN, Esberard R, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal*. 2007;40(9):684-91.

87. Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dental Traumatology*. 2011;27(3):174-8.

88. Topçuoğlu HS, Kesim B, Düzgün S, Tuncay Ö, Demirbuga S, Topçuoğlu G. The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. *International Journal of Paediatric Dentistry*. 2015;25(4):248-54.

89. Karapinar-Kazandag M, Basrani B, Tom-Kun Yamagishi V, Azarpazhooh A, Friedman S. Fracture resistance of simulated immature tooth roots reinforced with MTA or restorative materials. *Dental Traumatology*. 2016;32(2):146-52.

90. Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub SS. Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using Resilon and Ribbond as root reinforcements—an in vitro study. *Dental Traumatology*. 2009;25(4):433-8.

91. Cohen S, Hargreaves KM. *Pathways of the pulp*. 9th edition. New York: Mosby. 2006.

92. Tanomaru-Filho M, Morales V, da Silva GF, Bosso R, Reis J, Duarte MA, et al. Compressive strength and setting time of MTA and Portland cement associated with different radiopacifying agents. *ISRN dentistry*. 2012;2012.

93. Song J-S, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2006;102(6):809-15.

94. Camilleri J. *Mineral trioxide aggregate in dentistry: from preparation to application*: Springer; 2014.

95. Lawley GR, Schindler WG, Walker III WA, Kolodrubetz D. Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *Journal of Endodontics*. 2004;30(3):167-72.
96. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 1999;25(3):197-205.
97. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *Journal of Endodontics*. 2006;32(9):894-6.
98. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research*. 2005;19(1):11-6.
99. Jamani K, Harrington E, Wilson H. Rigidity of elastomeric impression materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1989;16(3):241-8.
100. Yoshida N, Koga Y, Peng C-L, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*. 2001;23(8):567-72.
101. EL-Ma'aïta AM, Qualtrough AJ, Watts DC. Resistance to vertical fracture of MTA-filled roots. *Dental Traumatology*. 2014;30(1):36-42.
102. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972;62(3):296-309.
103. Haecker C-J, Garboczi E, Bullard J, Bohn R, Sun Z, Shah SP, et al. Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. *Cement and Concrete Research*. 2005;35(10):1948-60.
104. Kinney J, Marshall S, Marshall G. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2003;14(1):13-29.
105. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *International Endodontic Journal*. 2013;46(9):808-14.
106. Kang J-Y, Kim J-S, Yoo S-H. Comparison of setting expansion and time of OrthoMTA, ProRoot MTA and Portland cement. *Journal of the Korean Academy of Pediatric*

Dentistry. 2011;38(3):229-36.

107. Malhotra S, Hegde MN. Analysis of marginal seal of ProRoot MTA, MTA angelus biodentine, and glass ionomer cement as root-end filling materials: An in vitro study.

Journal of Oral Research and Review. 2015;7(2):44.

108. Kaup M, Dammann CH, Schäfer E, Dammaschke T. Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. Head & face medicine. 2015;11(1):14.

109. Schmidt A, Schäfer E, Dammaschke T. Shear bond strength of lining materials to calcium silicate cements at different time intervals. J Adhes Dent. 2017;19(2):129-35.

110. Shin H, Kim M, Nam O, Lee H, Choi S, Kim K. Shear bond strength comparison of different adhesive systems to calcium silicate-based materials. Journal of the Korean Academy of Pediatric Dentistry. 2018;45(4):445-54.

111. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. Journal of Endodontics. 2007;33(4):391-8.

112. Kawamoto R, Kurokawa H, Takubo C, Shimamura Y, Yoshida T, Miyazaki M. Change in elastic modulus of bovine dentine with exposure to a calcium hydroxide paste. Journal of Dentistry. 2008;36(11):959-64.

113. Silva MJB, Vieira LQ, Sobrinho APR. The effects of mineral trioxide aggregates on cytokine production by mouse pulp tissue. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2008;105(5):e70-e6.

114. Ihn H, Yamane K, Asano Y, Kubo M, Tamaki K. IL-4 up-regulates the expression of tissue inhibitor of metalloproteinase-2 in dermal fibroblasts via the p38 mitogen-activated protein kinase-dependent pathway. The Journal of Immunology. 2002;168(4):1895-902.

115. Tomson PL, Grover LM, Lumley PJ, Sloan AJ, Smith AJ, Cooper PR. Dissolution of bio-active dentine matrix components by mineral trioxide aggregate. Journal of Dentistry. 2007;35(8):636-42.

116. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. Journal of Endodontics. 2010;36(2):286-91.

117. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. A phosphate-buffered saline intracanal dressing improves the biomineralization ability of mineral trioxide aggregate apical plugs. *Journal of Endodontics*. 2010;36(10):1648-52.
118. Martin RL, Monticelli F, Brackett WW, Loushine RJ, Rockman RA, Ferrari M. Sealing properties of mineral trioxide aggregate orthograde apical plugs and root fillings in an in vitro apexification model. *Journal of Endodontics*. 2007;33(3):272-5.
119. Thomson TS, Berry JE, Somerman MJ, Kirkwood KL. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2003;29(6):407-12.
120. Koh E, Torabinejad M, Pitt Ford T, Brady K, McDonald F. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*. 1997;37(3):432-9.
121. ISO I. 9917-1: dentistry-water-based cements—part 1: powder/liquid acid–base cements. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization. 2007.



ภาคผนวก

ตาราง 1 การวิเคราะห์ข้อมูลการแจกแจงปกติด้วยสถิติ Kolmogorov Smirnov (K-S test)

กลุ่ม	Kolmogorov Smirnov (K-S test)		
	Statistic	df	Sig.
ควบคุม	.223	15	.174
โปรรฐเอ็มทีเอ	.187	15	.200
เอ็มทีเอเองเจสส์	.134	15	.200
เรโทรเอ็มทีเอ	.231	15	.140

ตาราง 2 วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความต้านทานการแตกหักของฟัน
จำลองสภาวะปลายรากฟันเปิดในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติ One Way ANOVA

	Sum of squares	df.	Mean square	F	Sig.
Between groups	400895.737	3	133631.912	17.785	.000
Within groups	383209.890	56	7513.919		
Total	784105.627	59			

ตาราง 3 ความสัมพันธ์ระหว่างระดับการแตกหักของฟันและวัสดุที่ใช้อุดภายในคลองรากฟันด้วยสถิติ Chi-square

	Chi-square	df	sig
Pearson Chi-square	4.267	4	.371



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ภัทร อันขึ้น
วัน เดือน ปี เกิด	30 เมษายน 2534
สถานที่เกิด	อุบลราชธานี
วุฒิการศึกษา	ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ทันตกรรมคลินิก) มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิ โรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	6 ซอยสุขาอุปถัมภ์7/1 ถนนสุขาอุปถัมภ์ ตำบลในเมือง อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี 34000

