



ผลของอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลัดออกของวัสดุไบโอเดนทีน

EFFECT OF POWDER TO LIQUID RATIO

ON THE PUSH OUT BOND STRENGTH OF BIODENTINE™

ญาณินท์ เฉลิมสุภาภรณ์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2563

ผลของอัตราส่วนผดต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลักออกของวัสดุไบโอเดนทิน



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF POWDER TO LIQUID RATIO
ON THE PUSH OUT BOND STRENGTH OF BIODENTINE™



YANIN CHALERMSURAKARN

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2020

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนทีน

ของ

ญาณินท์ เฉลิมสุรกาญจน์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

(อาจารย์ ดร.จารุมา ศักดิ์ดี)

ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมสินี พิมพ์ขาวขำ)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ชินาลย์ ปิยะชน)

ชื่อเรื่อง	ผลของอัตราส่วนผดต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนติน
ผู้วิจัย	ญานินท์ เฉลิมสุรกาญจน์
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. จารุมา ศักดิ์ดี

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการเปลี่ยนอัตราส่วนผสมผดต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนติน ทำการศึกษาในฟันแท่งรากเดี่ยวของมนุษย์ที่ถูกถอนทั้งหมด 32 ซี่ กรอเปิดเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรทรงกลม เตรียมคลองรากฟันด้วยหัวกรอชนิดพีโซขนาด 1-4 ตามลำดับ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันสุดท้ายเท่ากับ 1.4 มิลลิเมตร แบ่งฟันโดยวิธีสุ่มออกเป็น 4 กลุ่ม อุดคลองรากฟันด้วยวัสดุเอ็มทีเอ และไบโอเดนตินที่ผสมด้วยอัตราส่วนผดต่อของเหลว 1:4 (บีดี1:4) 1:5 (บีดี1:5) และ 1:6 (บีดี1:6) นำฟันมาตัดฟันในแนวขวางเพื่อทำแผ่นเนื้อฟันให้มีความหนาของแผ่นเนื้อฟัน 3 มิลลิเมตร จะได้แผ่นเนื้อฟันกลุ่มละ 16 ซี่ จากนั้นแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม โดยวิธีสุ่ม นำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่เวลา 24 ชั่วโมง และหลังแช่ในสารละลายฟิฟิเอสเป็นเวลา 28 วัน ทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกด้วยเครื่องทดสอบสากล นำข้อมูลมาวิเคราะห์โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว และวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติทูกีเอสเอสดีเทสต์ ผลการศึกษาพบว่าที่เวลา 24 ชั่วโมง กลุ่มบีดี1:6 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก 17.569 เมกะปาสคัล ซึ่งมีค่ามากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่เวลา 28 วัน กลุ่มบีดี1:5 และ บีดี1:4 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก 15.619 และ 14.704 เมกะปาสคัล มากกว่ากลุ่มบีดี1:6 และกลุ่มเอ็มทีเอที่มีค่าความแข็งแรงผลึกออก 10.169 และ 10.725 เมกะปาสคัลอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากการศึกษาสรุปได้ว่าอัตราส่วนผสมผดต่อของเหลวที่แตกต่างกันส่งผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะออกของวัสดุไบโอเดนติน โดยบีดี1:5 และ บีดี1:4 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าบีดี1:6 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ : ความแข็งแรงพันธะผลึกออก, ไบโอเดนติน, อัตราส่วนผสมผดต่อของเหลว

Title	EFFECT OF POWDER TO LIQUID RATIO ON THE PUSH OUT BOND STRENGTH OF BIODENTINE™
Author	YANIN CHALERMSURAKARN
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2020
Thesis Advisor	Jaruma Sakdee

The objective of this study was to determine the effect of different powder-to-liquid ratio on the push out bond strength of Biodentine™ (BD). The methods used in this study were as follows: 32 single root permanent human teeth were open access with round diamond burs and prepared root canal with peeso reamer burs no.1-4, respectively. The size of the final diameter of the root canal is 1.4 mm. The prepared root canals were randomly filled with four types of material: MTA, BD1:4, BD1:5 and BD1:6. The roots were cut into 3-mm thick sections and 16 samples of each group were randomized and then divided into two groups. The push-out test was performed with a Universal Testing Machine at 24 hours and 28 days after storage in PBS. The results were statistically analyzed using One-way ANOVA and Tukey's HSD test. The results of this study were as follows: at 24 hours, the highest push-out bond strength in BD1:6 that is 17.569 MPa with statistically significant differences. In contrast, at 28 days, the BD1:5 and BD1:4 groups showed a significantly higher push-out bond strength at 15.619 and 14.704 MPa than BD1:6 and MTA that are 10.169 and 10.725 MPa. In conclusion, a different powder-to-liquid ratio affected the push out bond strength of Biodentine™, and BD1:5 and BD1:4 showed higher push-out bond strength than BD1:6 with a statistically significant difference.

Keyword : push out bond strength, Biodentine, powder to liquid ratio

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือจากอาจารย์และบุคลากรหลายท่าน ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ ทนตแพทย์หญิง ดร. จารุมา ศักดิ์ดี อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก และอาจารย์ทนตแพทย์หญิง กุลนันท์ ดำรงวุฒิ สำหรับคำแนะนำและแนวทางการแก้ปัญหาอันเป็นประโยชน์ในการทำปริญญานิพนธ์

ขอกราบขอบพระคุณนางกนกพร สุขยานันท์ นักวิทยาศาสตร์ สำหรับคำแนะนำในการใช้เครื่องตัดฟันไอโซเมท และวิธีการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก

ขอกราบขอบพระคุณนายศิริพงศ์ ตั้งประเสริฐกิจ และนางสาวพัชรณัฐ ศรีพอ สำหรับคำแนะนำในการผสมสารละลายพีอีเอสและการใช้ห้องปฏิบัติการชั้น 9

และท้ายสุดขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และเพื่อนทุกคน สำหรับกำลังใจและการสนับสนุนตลอดมา

ญาณินท์ เฉลิมสุรกาญจน์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
คำถามวิจัย.....	3
ความมุ่งหมายของการวิจัย.....	4
ความสำคัญของการวิจัย	4
ขอบเขตงานวิจัย	5
ตัวแปรที่ศึกษา.....	5
กรอบแนวคิดในการวิจัย	6
สมมติฐานการวิจัย.....	6
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	8
มินเนอรัลไตรออกไซด์แอกริเกตหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregation; MTA)	8
ไบโอเดนทีน (Biodentine).....	10
ความแข็งแรงพันธะผลึกออก (Push out bond strength)	12
อัตราส่วนผงต่อของเหลว (Powder to liquid ratio)	15

บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย.....	17
การเตรียมฟัน	17
การเตรียมสารที่ใช้ในการทดสอบ	18
การอุดคลองรากฟัน	19
การเตรียมแผ่นเนื้อฟัน (dentine disc)	20
การเตรียมสารละลายฟอสเฟต (Phosphate-buffered saline)	22
การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก	24
การวิเคราะห์ข้อมูล	25
บทที่ 4 ผลการศึกษา	26
ลักษณะของวัสดุภายหลังการผสม	26
การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก	26
ลักษณะการแตกหักของชิ้นงาน	28
บทที่ 5 อภิปรายผล สรุปผลการศึกษา และข้อเสนอแนะ	29
สรุปผลการศึกษา	29
อภิปรายผล	29
ข้อเสนอแนะ	32
บรรณานุกรม	33
ประวัติผู้เขียน	39

สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 กลุ่มทดลอง.....	19
ตาราง 2 ความเข้มข้นไอออนในสารละลายฟิปปีสเปรียบเทียบกับพลาสมาในร่างกายมนุษย์ ^[45]	23
ตาราง 3 ปริมาณและลำดับของสารที่ใช้ในการเตรียมสารละลายฟิปปีส ^[44]	23
ตาราง 4 ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก	27
ตาราง 5 จำนวนชนิดความล้มเหลว.....	28



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 ลักษณะพื้นผิวของไบโอเดนทิน (A) และเอ็มทีเอ (B).....	11
ภาพประกอบ 2 ภาพรังสีลักษณะคลองรากฟันภายหลังการเตรียมคลองรากฟัน.....	18
ภาพประกอบ 3 ภาพรังสีการอุดคลองรากฟัน.....	20
ภาพประกอบ 4 ภาพการตัดฟันด้วยแผ่นเลื่อยไฮโซเมท.....	20
ภาพประกอบ 5 ภาพการวัดความหนาของแผ่นเนื้อฟันด้วยเครื่องมือเวอร์เนียคาลิเปอร์.....	21
ภาพประกอบ 6 ภาพการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางคลองรากฟันด้วยเครื่องสเตอริโอไมโครสโคป.....	21
ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง.....	22
ภาพประกอบ 8 การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล.....	24
ภาพประกอบ 9 ชนิดความล้มเหลวหลังจากทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก ^[36]	25
ภาพประกอบ 10 ลักษณะของวัสดุหลังการผสม.....	26
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออก.....	27
ภาพประกอบ 12 ภาพจากกล้องไมโครสโคปกำลังขยาย 25 แสดงลักษณะการแตกหักหลังจาก ทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก.....	28

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การรักษาคลองรากฟันทำได้ 2 วิธี ได้แก่ การรักษาคลองรากฟันโดยไม่ใช้วิธีศัลยกรรม (nonsurgical retreatment) และการรักษาคลองรากฟันโดยใช้วิธีศัลยกรรม (surgical retreatment) การรักษาคลองรากฟันโดยไม่ใช้วิธีศัลยกรรมเป็นทางเลือกอันดับแรกในการรักษารอยโรคที่ยังคงอยู่หลังการรักษา (persistent apical periodontitis) แต่อย่างไรก็ตาม การรักษาคลองรากฟันโดยใช้วิธีศัลยกรรมเป็นทางเลือกในการรักษาเมื่อไม่สามารถทำการรักษาคลองรากฟันโดยไม่ใช้วิธีศัลยกรรมได้ เช่น ฟันที่มีการบูรณะด้วยเดือยฟันที่ยาว ฟันที่มีการหักของเครื่องมืออยู่ในคลองรากฟันและไม่สามารถนำออกได้ เป็นต้น^[1]

การอุดย้อนปลายรากฟันเป็นขั้นตอนหนึ่งในการรักษาคลองรากฟันโดยใช้วิธีศัลยกรรม จุดประสงค์ของการอุดย้อนปลายรากฟัน (retrofill) คือ เพื่อให้เกิดความแนบสนิทที่ดี (hermetic seal) และป้องกันเชื้อแบคทีเรียออกสู่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน วัสดุที่นำมาใช้สำหรับอุดย้อนปลายรากฟันควรมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรีย (antimicrobial property) ทึบรังสี (radiopacity) ไม่มีความเป็นพิษ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) กับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน มีมิติที่คงที่ (dimensional stable) ไม่ละลายตัว (solubility) ต้านทานต่อการละลายหรือทำลายจากของเหลวภายในร่างกาย ต้านทานต่อแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ (dislodging forces) ใช้งานง่าย และมีความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟัน^[1]

สมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันที่ดีคือ สามารถยึดติดกับผนังคลองรากฟันเพื่อต้านทานแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ เช่น แรงบิดเคี้ยว ความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้วัสดุยึดติดกับผนังคลองรากฟันได้ โดยวัสดุที่มีค่าความแข็งแรงพันธะสูงจะช่วยต้านทานแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของวัสดุ ความแข็งแรงพันธะ (bond strength) ของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันขึ้นกับคุณสมบัติของวัสดุและลักษณะพื้นผิวของคลองรากฟัน โดยวัสดุที่มีคุณสมบัติในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) บริเวณรอยต่อกับเนื้อฟันมีความแข็งแรงพันธะที่ดี^[2] ปัจจุบันวิธีที่นิยมนำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันคือ การทดสอบการผลักออก (push-out test) ซึ่งมีข้อดีคือ เป็นการทดสอบวัสดุที่ถูกล้อมรอบด้วยเนื้อฟัน และให้แรงกระทำบนวัสดุเสมือนสภาวะจริงในทางคลินิก^[3] ปัจจัยที่มีผลต่อความแข็งแรงพันธะผลักออกของวัสดุ ได้แก่ ขนาด

อนุภาคของสาร^[4] คุณสมบัติการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ของวัสดุ^[2] การปนเปื้อนเลือด^[5] ค่าความเป็นกรดต่างของสารละลาย^[6] และอัตราส่วนผดต่อของเหลว^[7]

ปัจจุบันวัสดุที่นิยมนำมาใช้ในการอุดย่นปลายรากฟันคือ วัสดุเซรามิกชีวภาพ (bioceramic) เนื่องจากมีสมบัติใกล้เคียงกับวัสดุในอูมคคตติ มิเนอรัลไตรออกไซด์แอกริเกทหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregation; MTA) เป็นวัสดุในกลุ่มเซรามิกชีวภาพที่นิยมนำมาใช้ในการอุดย่นปลายรากฟัน เนื่องจากเอ็มทีเอเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรง มีสมบัติชีวกัมมันต์ (bioactive) และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ^[8] มีการศึกษาพบว่าเอ็มทีเอสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เมื่ออยู่ในสารละลายฟอสเฟต (Phosphate-buffered saline) โดยผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อของเอ็มทีเอและเนื้อฟันจะสามารถลดการรั่วซึมโดยไปเติมเต็มช่องว่างบริเวณรอยต่อของเอ็มทีเอและเนื้อฟัน^[9] นอกจากนี้พบว่าเอ็มทีเอมีความแข็งแรงพันธะผลึกออก (push out bond strength) เพิ่มขึ้นเมื่อนำไปแช่ในสารละลายฟอสเฟต^[2] แต่อย่างไรก็ตามเอ็มทีเอยังมีข้อด้อยคือ ใช้งานยาก และมีระยะเวลาการแข็งตัว (setting time) นาน^[10] ดังนั้นปัจจุบันจึงมีการศึกษามากมาย^{[11] [12]} ที่พยายามศึกษาวัสดุชนิดอื่นที่มีสมบัติในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพได้เช่นเดียวกับเอ็มทีเอ

ไบโอเดนติน (Biodentine™: Septodont, PA, USA) เป็นวัสดุในกลุ่มเซรามิกชีวภาพชนิดหนึ่งทีพัฒนามาจากเอ็มทีเอ ไบโอเดนตินได้รับการจดทะเบียนยาในปี 2008 โดย Henri Numa Mercel Schiller เพื่อเป็นซีเมนต์สำหรับใช้ในทางการแพทย์และทางทันตกรรมโดยเฉพาะ ไบโอเดนตินมีแคลเซียมซิลิเกตเป็นส่วนประกอบหลักเช่นเดียวกับเอ็มทีเอ โดยมีไตรแคลเซียมซิลิเกตเป็นส่วนประกอบหลักซึ่งให้ความแข็งแรงกับวัสดุ ไบโอเดนตินมีคุณสมบัติที่ติหลายประการ ได้แก่ ระยะการแข็งตัวเร็วกว่าเอ็มทีเอ มีระยะเวลาแข็งตัวเริ่มต้น 12 นาที และระยะเวลาแข็งตัวสุดท้าย 45 นาที^[13] มีความแนบสนิทกับโพรงฟันที่ดี^[14] มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์^[11] สามารถเหนี่ยวนำให้เซลล์ต้นกำเนิดของเนื้อเยื่อ (stem cell) เปลี่ยนแปลงไปเป็นเซลล์สร้างเนื้อฟันได้^[15, 16] และเมื่อไบโอเดนตินสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อที่มีชีวิตจะสามารถกระตุ้นให้เนื้อเยื่อหล่งสารทีจีเอฟชนิดเบต้า 1 (TGF-β1) และเกิดกระบวนการสะสมแร่ธาตุและสร้างเนื้อเยื่อแข็ง (hard tissue formation)^[12] ไบโอเดนตินมีความเป็นด่างและสามารถปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในลักษณะที่คล้ายกับเอ็มทีเอ^[17] โดยจะค่อยๆเพิ่มระดับการปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ตั้งแต่เริ่มแข็งตัวจนมีระดับคงที่ในวันที่ 28^[18] นอกจากนี้ไบโอเดนตินมีการคืนแร่ธาตุ

(remineralization) ในเนื้อฟันมากกว่าเอมที่เอนซึ่งมีส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดการกระตุ้นการสะสมแร่ธาตุในกระบวนการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง^[19]

อัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนตินที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำคือ ส่วนผง 1 แคปซูล ที่มีผง 0.7 กรัม ต่อส่วนของเหลว 5 หยด หรือปริมาตร 0.18 มิลลิลิตร ซึ่งอัตราส่วนผสมที่กำหนดมานั้นเมื่อผสมออกมาแล้วอาจมีความเหนียวข้น (consistency) ไม่เหมาะสมกับหัตถการบางงาน ในทางปฏิบัติทันตแพทย์อาจมีการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนเพื่อให้ได้ความเหนียวข้นที่เหมาะสมกับลักษณะของงานและความถนัดของแต่ละคน

ในงานอุดย่นปลายรากฟันวัสดุที่นำมาใช้ควรมีความเหนียวข้นที่ไม่เหลวหรือแข็งจนเกินไป สามารถใส่ในเครื่องมือเพื่อนำเข้าสู่ปลายรากฟันได้และสามารถกดอัดได้ง่าย จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าไบโอเดนตินที่ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลว 4 5 และ 6 หยด มีลักษณะเป็นก้อน สามารถใส่ในเครื่องมือนำวัสดุเข้าสู่ปลายรากฟันและสามารถกดอัดได้^[20, 21] ดังนั้นอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนตินที่เหมาะสมนำมาใช้ในงานอุดปลายรากฟันคือ อัตราส่วนของเหลว 4 5 และ 6 หยด ต่อส่วนผง 1 แคปซูล

การปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผงต่อของเหลวของเอมที่เอนมีผลต่อสมบัติหลายประการได้แก่ ระยะเวลาในการแข็งตัว ความที่บร้งสี^[22] การละลายตัว^[22, 23] ความทนแรงอัด (compressive strength)^[24] และความแข็งแรงพันธะ^[7] อย่างไรก็ตามยังไม่มีผลการศึกษาการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนตินต่อคุณสมบัติต่างๆของวัสดุ จุดประสงค์ของการศึกษานี้คือ ศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนติน เพื่อเป็นแนวทางในการตัดสินใจเลือกอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนตินที่เหมาะสมที่ทำให้เกิดการยึดติดกับผนังคลองรากฟันที่ดีซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา

คำถามวิจัย

1. วัสดุไบโอเดนตินที่มีอัตราส่วนผงต่อของเหลวแตกต่างกันมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกันหรือไม่
2. วัสดุไบโอเดนตินและเอมที่เอนมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกันหรือไม่

ความมุ่งหมายของการวิจัย

เพื่อศึกษาความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนทินที่มีอัตราส่วนผงต่อของเหลวที่แตกต่างกัน

ความสำคัญของการวิจัย

ไบโอเดนทินเป็นวัสดุในกลุ่มไบโอเซรามิกชนิดหนึ่งที่พัฒนามาจากวัสดุเอ็มทีเอ โดยมีการปรับปรุงคุณสมบัติที่เป็นข้อจำกัดบางประการของเอ็มทีเอ ได้แก่ ไม่ทำให้เกิดสีที่ฟัน มีระยะเวลาแข็งตัวลดลง มีความทนแรงอัดสูง มีสมบัติเชิงกลคล้ายกับฟันธรรมชาติ เนื้อวัสดุที่ผสมแล้วมีลักษณะเป็นก้อนสามารถกดอัดและยึดติดกับผิวเนื้อฟันได้จึงทำให้ใช้งานได้ง่ายกว่าเอ็มทีเอ

วัสดุที่นำมาใช้ในงานอุดย่นปลายรากฟันควรมีลักษณะที่กดอัดได้และสามารถใส่ในเครื่องมือเพื่อนำเข้าสู่ปลายรากฟันอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนทินที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ คือ ส่วนผง 1 แคปซูล ต่อส่วนของเหลว 5 หยด ซึ่งมีลักษณะเป็นเนื้อครีมค่อนข้างเหลวในระยะแรก ไม่สามารถกดอัดได้ทันที ในทางปฏิบัติทันตแพทย์อาจมีการลดส่วนของเหลวเหลือ 4 หยดเพื่อให้ได้เนื้อวัสดุที่กดอัดได้ทันที นอกจากนี้ไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลว 5 หยดมีลักษณะเป็นครีมไหลแผ่ได้น้อย ในทางปฏิบัติทันตแพทย์จึงอาจเพิ่มส่วนของเหลวเป็น 6 หยดเพื่อให้วัสดุมีการไหลแผ่ที่ดีมากขึ้น ซึ่งการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผงต่อของเหลวอาจมีผลต่อคุณสมบัติของวัสดุหลายประการ ได้แก่ ระยะเวลาแข็งตัว ความที่บร้งสี การละลายตัว ความทนแรงอัด และความแข็งแรงพันธะ

ความแข็งแรงพันธะเป็นคุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน วัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่มีความแข็งแรงพันธะสูงจะช่วยต้านทานการหลุดออกของวัสดุขณะที่มีแรงมากระทำซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา การทดสอบความแข็งแรงพันธะของวัสดุกับผนังคลองรากฟันด้วยวิธีการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกเป็นวิธีที่นิยมในปัจจุบันเนื่องจากการเป็นทดสอบที่มีแรงลงขนานกับผนังคลองรากฟันซึ่งคล้ายกับสภาวะจริง จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวของเอ็มทีเอมีผลต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออก แต่ยังไม่มีการศึกษาใดศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนทิน ดังนั้นจุดประสงค์ของการศึกษานี้คือศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนทิน เพื่อเป็นแนวทางในการ

ตัดสินใจเลือกอัตราส่วนผดของเหลวของไบโอเดนทินที่เหมาะสมที่ทำให้เกิดการยึดติดกับผนังคลองรากฟันที่ดีซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา

ขอบเขตงานวิจัย

เป็นการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ โดยทำการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนทินที่มีอัตราส่วนผดของเหลวแตกต่างกัน

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรต้น

1.1 วัสดุ

1.1.1 เอ็มทีเอ

1.1.2 ไบโอเดนทินอัตราส่วนผดผสมผง 1 แคปซูลต่อของเหลว 4 หยด
(ไบโอเดนทิน 1:4)

1.1.3 ไบโอเดนทินอัตราส่วนผดผสมผง 1 แคปซูลต่อของเหลว 5 หยด
(ไบโอเดนทิน 1:5)

1.1.4 ไบโอเดนทินอัตราส่วนผดผสมผง 1 แคปซูลต่อของเหลว 6 หยด
(ไบโอเดนทิน 1:6)

1.2 เวลา

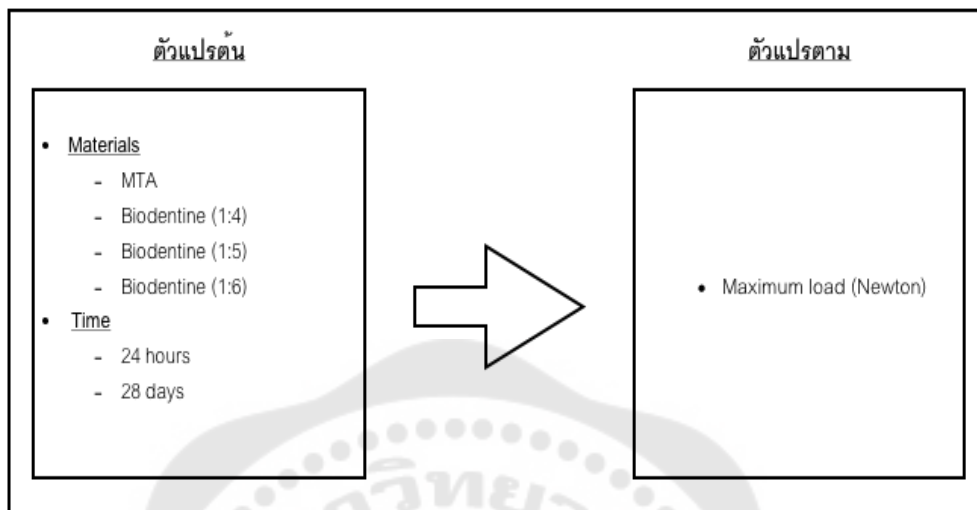
1.2.1 24 ชั่วโมง

1.2.2 28 วัน

2. ตัวแปรตาม

ความแข็งแรงพันธะผลึกออก

กรอบแนวคิดในการวิจัย



สมมติฐานการวิจัย

1. สมมติฐานหลัก : วัสดุไบโอเดนตินที่ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลวที่แตกต่างกันมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : วัสดุไบโอเดนตินที่ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลวที่แตกต่างกันมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกัน

2. สมมติฐานหลัก : วัสดุไบโอเดนตินและเอ็มทีเอมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : วัสดุไบโอเดนตินและเอ็มทีเอมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกแตกต่างกัน

นิยามศัพท์เฉพาะ

- ความแข็งแรงพันธะผลึกออก : push out bond strength
- อัตราส่วนผงต่อของเหลว : powder to liquid ratio
- เซรามิกชีวภาพ : bioceramic
- ไบโอเดนติน : Biodentine™
- เอ็มทีเอ, มินอรัลไตรออกไซด์แอกกรีเกต : MTA, Mineral Trioxide aggregate

- อุดย่นปลายรากฟัน : retrofill
- ความทนแรงอัด : compressive strength
- ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ : biocompatibility
- สมบัติชีวกัมมันต์ : bioactive
- สารละลายฟอสเฟต : PBS (Phosphate-buffered saline)
- การคืนแร่ธาตุ : remineralization



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

วัสดุอุดย่นปลายรากฟันในอุดมคติควรมีคุณสมบัติได้แก่ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน มีมิติที่คงที่ ไม่ละลายตัว มีการยึดติดที่ดีกับผนังคลองรากฟัน และมีความแนบสนิทที่ดีเพื่อป้องกันเชื้อแบคทีเรียออกสู่เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน^[1] ปัจจุบันวัสดุที่นิยมนำมาใช้ในการอุดย่นปลายรากฟันคือ วัสดุเซรามิกชีวภาพเนื่องจากมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับวัสดุในอุดมคติ โดยวัสดุเซรามิกชีวภาพมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ, มีความแนบสนิทที่ดี, และสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งได้^[25, 26]

ไบโอเดนทินเป็นวัสดุในกลุ่มเซรามิกชีวภาพชนิดหนึ่งที่พัฒนามาจากวัสดุเอ็มทีเอ ไบโอเดนทินมีสมบัติที่คล้ายคลึงเอ็มทีเอหลายประการได้แก่ มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อ มีความแนบสนิทที่ดี มีการละลายตัวต่ำ มีความเป็นกรดต่ำสูง สามารถต้านทานการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ นอกจากนี้ไบโอเดนทินยังมีการปรับปรุงคุณสมบัติที่เป็นข้อจำกัดบางประการของเอ็มทีเอได้แก่ ไม่ทำให้ฟันเปลี่ยนสี มีระยะเวลาแข็งตัวที่ลดลง มีความทนแรงอัดที่สูง มีสมบัติเชิงกลคล้ายกับฟันธรรมชาติ เนื้อวัสดุที่ผสมแล้วมีลักษณะเป็นก้อนสามารถกดอัดและยึดติดกับผิวเนื้อฟันได้ จึงทำให้ใช้งานได้ง่ายกว่าเอ็มทีเอ ดังนั้นไบโอเดนทินจึงถูกนำมาใช้ในงานเอ็นโดดอนติกส์อย่างหลากหลายได้แก่ การปิดทับเนื้อเยื่อในโดยตรง (direct pulp capping) การสร้างจุดปิดปลายรากฟัน (apical barrier) การซ่อมรอยทะลุ และการอุดย่นปลายรากฟัน (retrofill)

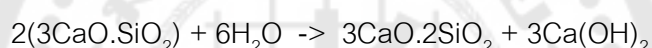
มินเอร์ลไตรออกไซด์แอกริเกตหรือเอ็มทีเอ (mineral trioxide aggregation; MTA)

เอ็มทีเอมีส่วนประกอบหลักได้แก่ ไตรแคลเซียมซิลิเกต ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) ซึ่งมีลักษณะโครงสร้างผลึก (crystal structure) เป็นส่วนสำคัญที่ส่งเสริมความแข็งแรงให้กับวัสดุ และไดแคลเซียมซิลิเกต ($2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) มีลักษณะโครงสร้างผลึกที่แตกต่างกับไตรแคลเซียมซิลิเกต ช่วยส่งเสริมความแข็งแรงให้กับวัสดุเพียงเล็กน้อยในช่วงแรกและเมื่อเวลาผ่านไปจะมีความแข็งแรงมากขึ้น นอกจากนี้เอ็มทีเอประกอบด้วยสารต่างๆ ได้แก่ ไตรแคลเซียมอะลูมิเนต (tricalcium aluminate : $3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) เตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรต์ (Tetracalcium aluminoferrite : $4\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$) และบิสมัทออกไซด์ (Bismuth oxide ; Bi_2O_3) ซึ่งเป็นสารที่ทำให้เอ็มทีเอมีความทึบรังสี^[27]

เอมทิเอนิดแรกที่ถูกผลิตขึ้นคือ เกรย์เอ็มทีเอ (Gray MTA) โดยใช้ชื่อทางการค้าว่า โปรรูทเอ็มทีเอ (Proroot[®] MTA, Tulsa Dental Product, Tulsa OK, USA) ข้อเสียของเกรย์เอ็มทีเอคือ ทำให้ฟันเปลี่ยนสี ต่อมามีการพัฒนาเอมทิเอนิดใหม่คือ ไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White Proroot[®] MTA, Tooth-colored MTA, Densply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) ซึ่งแตกต่างจากเกรย์เอ็มทีเอคือไม่พบเตตระแคลเซียมอะลูมิโนเฟอไรท์ในไวท์โปรรูทเอ็มทีเอซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้ฟันเปลี่ยนสี^[28]

เอมทิเอนิดเป็นสารประกอบของอนุภาคที่ชอบน้ำ (Hydrophilic) การก่อดั้วของเอมทิเอนิดจะก่อดั้วในสภาวะที่มีความชื้น ซึ่งน้ำเป็นส่วนที่ทำให้เกิดการแข็งตัวของวัสดุ เรียกปฏิกิริยาการก่อดั้วด้วยน้ำว่า ปฏิกิริยาไฮเดรชัน (Hydration reaction) กลไกการเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตเป็นไปดังสมการที่ 1 และ 2^[29]

สมการที่ 1 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต



สมการที่ 2 ปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกต



การเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกตและไดแคลเซียมซิลิเกตจะก่อให้เกิดแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (Calcium silicate hydrate ; $3\text{CaO} \cdot 2\text{SiO}_2$) และ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide ; $\text{Ca}(\text{OH})_2$) โดยปฏิกิริยาไฮเดรชันของไดแคลเซียมซิลิเกตจะเกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์น้อยกว่าและช้ากว่าเมื่อเปรียบเทียบกับปฏิกิริยาไฮเดรชันของไตรแคลเซียมซิลิเกต และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เกิดขึ้นมีผลต่อค่าความเป็นกรดต่าง (pH) ของเอมทิเอ^[29]

จากการศึกษาของ Torabinejad และ คณะ^[30] พบว่าเอมทิเอมีค่าความเป็นกรดต่างหลังจากผสมเท่ากับ 10.2 และเพิ่มขึ้นเท่ากับ 12.5 ภายหลังจากการผสม 3 ชั่วโมง และหลังจาก 3 ชั่วโมงค่าความเป็นกรดต่างจะคงที่ และพบว่าเอมทิเอไม่มีการละลายตัว โดยพบว่าน้ำหนักของเอมทิเอก่อนและหลังการแช่น้ำกลั่นไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้พบว่าระยะเวลาแข็งตัวของเอมทิเอคือ 165 นาที

แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ปล่อยออกมาหลังจากที่ปฏิกิริยาไฮเดรชันสิ้นสุดเป็นส่วนสำคัญในสมบัติชีวเคมีของเอมทิเอ สมบัติชีวเคมีของเอมทิเอคือ ความสามารถในการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ในสารละลายฟอสเฟต การเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดจากแคลเซียม

และไฮดรอกไซด์ไอออนที่ถูกปล่อยจากเอ็มทีเอหลังจากการก่อตัวสิ้นสุดทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตในสารละลายฟิปีเอส^[31] จากการศึกษาของ Sakar และคณะ^[9] พบว่าผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อของเอ็มทีเอและเนื้อฟัน ซึ่งผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์สามารถลดการรั่วซึมของเอ็มทีเอโดยการช่วยเติมเต็มช่องว่างบริเวณรอยต่อของเอ็มทีเอและเนื้อฟัน โดยจากการศึกษาของ Martin และคณะ^[32] พบว่าการรั่วซึมตามขอบ (marginal leakage) ของเอ็มทีเอลดลงเมื่อนำไปแช่ในสารละลายฟิปีเอส^[32]

นอกจากนี้จากการศึกษาของ Reyes-Caemona และคณะ^[33] ศึกษาลักษณะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและเอ็มทีเอด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่ามีลักษณะเป็นแท็ก (tag-like structure) บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับเอ็มทีเอ โดยพบว่าโพรูทเอ็มทีเอมีลักษณะแท็กที่ยาวซึ่งช่วยให้โพรูทมีความแนบสนิทที่ดี มีการรั่วซึมน้อย และส่งเสริมให้มีการยึดอยู่ที่ดี และจากการศึกษาของ Reyes-Caemona และคณะ^[2] พบว่าโพรูทเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกเท่ากับ 4.67 เมกะปาสคัล (MPa) และมีความแข็งแรงพันธะผลึกออกเพิ่มมากขึ้นเมื่อนำไปแช่ในสารละลายฟิปีเอสโดยมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกเท่ากับ 7.14 เมกะปาสคัล

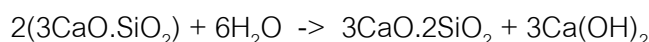
นอกจากนี้เอ็มทีเอมีคุณสมบัติที่ดี ได้แก่ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน^[26] มีการละลายตัวต่ำ มีความแนบสนิทที่ดี (sealing ability) และมีการรั่วซึมของแบคทีเรียที่ต่ำ (bacterial leakage)^[34] แต่อย่างไรก็ตามพบว่าเอ็มทีเอมีข้อด้อยคือ มีระยะเวลาในการแข็งตัวนาน^[30] ใช้งานยาก, และราคาแพง ดังนั้นปัจจุบันจึงมีการพัฒนาวัสดุมากมายเพื่อนำมาใช้ทดแทนเอ็มทีเอ

ไบโอเดนทีน (Biodentine)

ไบโอเดนทีน (Biodentine TM: Septodont, PA, USA) ได้รับการจดทะเบียนยาในปี 2008 โดย Henri Numa Mercel Schiller เพื่อเป็นซีเมนต์สำหรับใช้ในทางการแพทย์และทางทันตกรรมโดยเฉพาะ ไบโอเดนทีนเป็นซีเมนต์ในกลุ่มเซรามิกชีวภาพ มีแคลเซียมซิลิเกตเป็นส่วนประกอบหลักเช่นเดียวกับเอ็มทีเอ ไบโอเดนทีนมีส่วนประกอบหลักในส่วนผง ได้แก่ ไตรแคลเซียมซิลิเกตซึ่งช่วยให้วัสดุมีความแข็งแรง นอกจากนี้ยังประกอบด้วยไดแคลเซียมซิลิเกต (Dicalcium silicate; $2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) แคลเซียมคาร์บอเนต (Calcium carbonate; CaCO_3) แคลเซียมออกไซด์ (Calcium oxide; CaO) ไอออนออกไซด์ (Iron oxide) และมีเซอร์โคเนีย

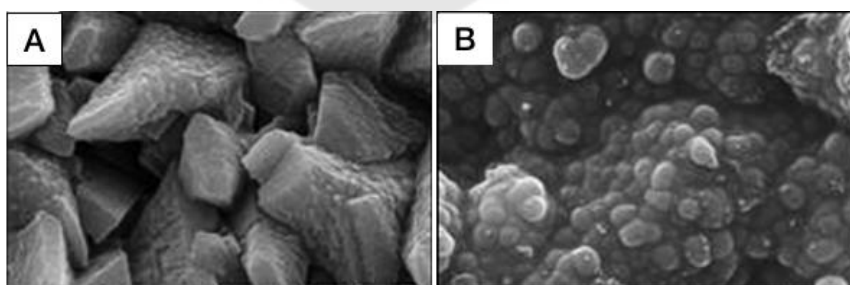
ออกไซด์ (Zirconium oxide; ZrO_2) เป็นสารที่บ่งชี้ ส่วนของเหลวของไบโอเดนตินประกอบด้วยแคลเซียมคลอไรด์ (Calcium chloride; $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) เป็นตัวช่วยเร่งปฏิกิริยาการแข็งตัว^[13]

ปฏิกิริยาการก่อตัวของไบโอเดนตินเกิดจากการทำปฏิกิริยาของไตรแคลเซียมซิลิเกตกับน้ำเกิดเป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจล ซึ่งมีปฏิกิริยาเหมือนกับการก่อตัวของไตรแคลเซียมซิลิเกตในเอ็มทีเอ โดยมีกลไกการเกิดปฏิกิริยาการก่อตัวเป็นไปดังสมการ^[35]



องค์ประกอบอื่นๆที่มีส่วนช่วยในการเกิดปฏิกิริยาการก่อตัว ได้แก่ โพลิเมอร์ที่ละลายน้ำได้ (hydrosoluble polymer) เป็นตัวช่วยประสานทำให้ใช้น้ำในอัตราส่วนที่ลดลง และช่วยให้มีเนื้อวัสดุที่ใช้งานได้ง่ายขึ้น แคลเซียมคลอไรด์มีคุณสมบัติในการดูดน้ำให้สามารถเข้าทำปฏิกิริยากับอนุภาคส่วนผงได้ง่ายและเกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์เร็วขึ้น ซึ่งช่วยลดระยะเวลาในการแข็งตัวของวัสดุ แคลเซียมคาร์บอเนตซึ่งมีขนาดอนุภาคใหญ่ทำหน้าที่เป็นแกน (nucleation site) ให้แคลเซียม ซิลิเกตเจลที่เกิดขึ้นในปฏิกิริยามาเกาะซึ่งทำหน้าที่เป็นส่วนเติมเต็มให้แก่วัสดุ^[13]

ลักษณะพื้นผิวของไบโอเดนตินภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 10,000 (10,000X) มีลักษณะเป็นผิวที่ขรุขระประกอบด้วยผลึกของแคลเซียมคาร์บอเนตหรือแคลไซต์ (calcite) ที่มีรูปทรงเพชร (diamond-shaped crystals) และผลึกของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่มีรูปทรงปริซึมหกเหลี่ยม (hexagonal prism) ซึ่งแตกต่างจากพื้นผิวของเอ็มทีเอที่ประกอบด้วยผลึกทรงกลม (globular structures) ซึ่งส่งผลให้วัสดุสองชนิดมีสมบัติแตกต่างกัน ภาพประกอบ 1^[36]



ภาพประกอบ 1 ลักษณะพื้นผิวของไบโอเดนติน (A) และเอ็มทีเอ (B)

ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด^[36]

ไบโอเดนทินมีคุณสมบัติที่ดีหลายประการ ได้แก่ มีระยะเวลาแข็งตัวที่เร็วกว่าเอ็มทีเอ โดยมีระยะเวลาแข็งตัวเริ่มต้น 12 นาที และระยะเวลาแข็งตัวสุดท้าย 45 นาที^[13] มีความแนบสนิทกับโพรงฟันที่ดี^[14] จากการศึกษาของ Grech และคณะ^[37] พบว่าไบโอเดนทินมีความทนแรงอัด (compressive strength) ที่ดีกว่าไฮอาร์เอ็ม (IRM®) และไบโอแอกรีกิเทท (Bioaggregate) คือ ไบโอเดนทินมีค่าความทนแรงอัดเท่ากับ 67.18 เมกะปาสคัล ซึ่งสูงกว่าไฮอาร์เอ็มและไบโอแอกรีกิเททที่มีค่าความทนแรงอัดเท่ากับ 20.38 และ 16.34 เมกะปาสคัลตามลำดับ และจากการศึกษาของ Aggarwal และคณะ^[38] พบว่าไบโอเดนทินมีความแข็งแรงพันธะผลักรอกมากกว่าเอ็มทีเอภายหลังจากการผสมวัสดุ 24 ชั่วโมง ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Guneser และคณะ^[36] ที่พบว่าไบโอเดนทินมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลักรอกเท่ากับ 7.32 เมกะปาสคัลมากกว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลักรอกของเอ็มทีเอที่มีค่าเท่ากับ 3.03 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยทดสอบภายหลังจากการผสมวัสดุ 48 ชั่วโมง

นอกจากนี้พบว่าไบโอเดนทินมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์^[11] สามารถเหนี่ยวนำให้เซลล์ต้นกำเนิดของเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงไปเป็นเซลล์สร้างเนื้อฟันได้^[15, 16] เมื่อไบโอเดนทินสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อที่มีชีวิตจะสามารถกระตุ้นให้เนื้อเยื่อหลังสารที่จีเอฟชนิดเบต้า 1 และเกิดกระบวนการสะสมแร่ธาตุและการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง^[12] ไบโอเดนทินมีความเป็นด่าง และสามารถปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในลักษณะที่คล้ายกับเอ็มทีเอ^[17] โดยจะค่อยๆเพิ่มระดับการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ตั้งแต่เริ่มแข็งตัวจนมีระดับคงที่ในวันที่ 28^[18] นอกจากนี้ ไบโอเดนทินมีการคืนแร่ธาตุ (remineralization) ในเนื้อฟันมากกว่าเอ็มทีเอซึ่งมีส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดการกระตุ้นการสะสมแร่ธาตุในกระบวนการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง^[19]

ความแข็งแรงพันธะผลักรอก (Push out bond strength)

คุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันที่ดีคือ ความสามารถในการยึดติดกับผนังคลองรากฟันเพื่อดำเนินงานแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่เช่น แรงบิดเคี้ยว แรงจากการอุดคลองรากฟัน หรือแรงที่เกิดจากการเตรียมพื้นที่ใส่เดือยฟัน ความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา โดยวัสดุที่มีค่าความแข็งแรงพันธะสูงจะช่วยต้านทานแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของวัสดุ ปัจจุบันวิธีที่นิยมนำมาทดสอบความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันคือ การทดสอบการผลักรอกโดยการทดสอบความแข็งแรงพันธะด้วยวิธีการทดสอบการผลักรอกมีข้อดีคือ เป็นการทดสอบวัสดุที่

ถูกล้อมรอบด้วยเนื้อฟัน และมีแรงกระทำบนวัสดุซึ่งมีลักษณะคล้ายกับสภาวะจริงในทางคลินิก^[3] ปัจจัยที่มีผลต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุมีดังนี้

1. ขนาดอนุภาค

จากการศึกษาของและ Gunaser และคณะ^[36] และ Nagas และคณะ^[39] พบว่า ไบโอเดนตินมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากไบโอเดนตินมีขนาดอนุภาคที่เล็กกว่าเอ็มทีเอ ทำให้ไบโอเดนตินมีความสามารถในการไหลแผ่เข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดีกว่าเอ็มทีเอ นอกจากนี้จากการศึกษาของ Saghiri และคณะ^[4] พบว่า ไวท์เอ็มทีเอที่มีอนุภาคนาโน (Nano-modified of WMTA) มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่า ไวท์เอ็มทีเอแองเจิลัส (WMTA angelus) และไบโอเอกกริเกท โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 138.48, 110.73 และ 25.64 เมกะปาสคัล ตามลำดับ พบว่าไวท์เอ็มทีเอที่มีอนุภาคนาโน และไวท์เอ็มทีเอแองเจิลัสมีองค์ประกอบที่คล้ายกัน แต่มีความแข็งแรงพันธะผลึกออกต่างกันอาจเป็นเพราะสารที่มีอนุภาคเล็กจะทำให้เกิดการกระจายตัวที่ดีสามารถแพร่เข้าสู่ท่อเนื้อฟันและเกิดลักษณะแท็ก (tag-like structure) ซึ่งช่วยส่งเสริมการยึดติดกับเนื้อฟันได้

2. คุณสมบัติการสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ของวัสดุ

จากการศึกษาของ Reyes-Carmona และคณะ^[2] พบว่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของโพรซเซสเอ็มทีเอ เอ็มทีเอบรานโค (MTA Branco) เอ็มทีเอไบโอ (MTA BIO) ไวท์พอร์ทแลนด์ซีเมนต์ (white Portland cement) ผสมบิสมีทออกไซด์ (bismuth oxide) ร้อยละ 20 โดยน้ำหนักและไวท์พอร์ทแลนด์ซีเมนต์ผสมแคลเซียมคลอไรด์ร้อยละ 10 โดยน้ำหนักที่แช่ในสารละลายฟิฟฟอสเป็นเวลา 2 เดือน มีความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าสารที่สัมผัสกับน้ำสไปนเป็นเวลา 72 ชั่วโมง และความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอทุกชนิดมีค่ามากกว่าพอร์ทแลนด์ซีเมนต์โดยพบว่าเอ็มทีเอที่แช่สารละลายฟิฟฟอสมีการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ และมีลักษณะเป็นแท็กกับเนื้อฟันจึงทำให้มีการยึดติดและความแข็งแรงพันธะผลึกออกเพิ่มขึ้น นอกจากนี้พบว่าเอ็มทีเอสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้มากกว่าพอร์ทแลนด์ซีเมนต์จึงส่งผลให้เอ็มทีเอมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าพอร์ทแลนด์ซีเมนต์

3. การปนเปื้อนเลือด

จากการศึกษาของ VanderWeele และคณะ^[5] พบว่าการปนเปื้อนเลือดขณะใส่เอ็มทีเอบริเวณรูทะลุทำให้ความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอที่เวลา 7 วันมีค่าน้อยกว่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่ไม่ปนเปื้อนเลือดและพบว่าการผสมเอ็มทีเอกับน้ำเกลือ หรือ ยาชา

ลิโดเคนเข้มข้นร้อยละ 2 (2% lidocaine) ร่วมกับเอพิเนฟริน (epinephrine) 1:100,000 ไม่พบความแตกต่างของความแข็งแรงพันธะผลึกออกเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Aggarwal และคณะ^[38] ที่พบว่าการปนเปื้อนเลือดส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอลดลงแต่ไม่ส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนติน

4. ค่าความเป็นกรดต่างของสารละลาย

จากการศึกษาของ Shokouhinejad และคณะ^[40] พบว่าโพรพุทเอ็มทีเอที่วางบนสำลีชุ่มสารละลายฟีนีเอสซึ่งมีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 7.4 มีความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าโพรพุทเอ็มทีเอที่วางบนสำลีที่ชุ่มสารละลายซึ่งมีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 4.4 สอดคล้องกับการศึกษาของ Poplai และคณะ^[41] ที่พบว่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนตินที่แช่ในสารละลายที่มีค่าความเป็นกรดต่าง 7.4 มีค่ามากกว่าไบโอเดนตินที่แช่ในสารละลายที่มีค่าความเป็นกรดต่าง 4.4 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งจากการศึกษาของ Qu และ Wei^[6] พบว่าค่าความเป็นกรดมีผลต่อองค์ประกอบและรูปร่างของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งอาจส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะของวัสดุ

5. อัตราส่วนผดของเหลว

จากการศึกษาของ Turker และ Uzunoglu^[7] พบว่าอัตราส่วนผดของเหลวมีผลต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไวท์โพรพุทเอ็มทีเอ โดยเอ็มทีเอที่ผสมด้วยอัตราส่วนผดของเหลวที่สูงหรือการเพิ่มส่วนผดได้แก่ อัตราส่วนผดของเหลว 3:1 และ 4:1 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าอัตราส่วน 2:1 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยพบว่าการลดอัตราส่วนผดของเหลวหรือการเพิ่มส่วนของเหลวจะส่งผลต่อความแข็งแรงเชื่อมแน่น (cohesive strength) ของอนุภาคซีเมนต์ ซึ่งส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะ

6. วิธีการทดลอง

จากการศึกษาของ Pane และคณะ^[42] พบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหัวเข็มทดสอบมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุ โดยหัวเข็มที่มีขนาดร้อยละ 50 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกน้อยกว่าหัวเข็มที่มีขนาดร้อยละ 75 และ 90 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และจากการศึกษาของ Chen และคณะ^[43] พบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหัวเข็มทดสอบควรมีขนาดไม่เกินร้อยละ 85 ของเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันเพราะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมีค่าที่สูงเกินไป

อัตราส่วนผงต่อของเหลว (Powder to liquid ratio)

อัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนตินที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำคือ ส่วนผง 1 แคปซูล ที่มี ส่วนผง 0.7 กรัม ต่อส่วนน้ำ 5 หยด หรือปริมาตร 0.18 มิลลิลิตร ในทางปฏิบัติทันตแพทย์อาจมีการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนเพื่อให้ได้ความเหนียวข้นที่เหมาะสมกับลักษณะของงานและความถนัดของแต่ละคน

ไบโอเดนตินที่ผสมตามอัตราส่วนที่บริษัทแนะนำคือของเหลว 5 หยด ต่อส่วนผง 1 แคปซูล มีลักษณะเป็นก้อนเหนียวข้น นิ่ม สามารถกดอัดได้เล็กน้อยแต่เมื่อเวลาผ่านไปจะพบว่าวัสดุมีความแห้ง ร่วนมากขึ้น และสามารถกดอัดได้มากขึ้น เมื่อปรับลดอัตราส่วนของเหลวเป็น 4 หยดนั้นพบว่าเนื้อวัสดุมีความแข็งร่วนมากกว่าของเหลว 5 หยด และสามารถกดอัดได้ดีมากกว่า เมื่อปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของเหลวเพิ่มขึ้นเป็น 6 หยดนั้น พบว่าวัสดุมีความนิ่มมากขึ้น กดอัดได้น้อยกว่าของเหลว 5 หยดและ 4 หยด แต่มีความไหลแผ่ที่ดีกว่าของเหลว 5 หยดและ 4 หยด และเมื่อเวลาผ่านไปวัสดุจะแห้งมากขึ้นและสามารถกดอัดได้ดีขึ้น สำหรับการเพิ่มอัตราส่วนของเหลวเท่ากับ 7 หยด พบว่าวัสดุมีความเหลวมากไม่สามารถนำใส่ในเครื่องมือนำเข้าสู่ปลายรากฟันและไม่สามารถกดอัดได้ ดังนั้นอัตราส่วนของเหลว 4 5 และ 6 หยด ต่อส่วนผง 1 แคปซูลจึงเป็นอัตราส่วนที่เหมาะสมสำหรับงานอุดย้อนปลายรากฟัน เนื่องจากสามารถใส่ในเครื่องมือนำวัสดุเข้าสู่ปลายรากฟันได้และสามารถกดอัดได้^[20, 21]

การปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผงต่อของเหลวมีผลต่อคุณสมบัติของวัสดุหลายประการ จากการศึกษาของ Turker และ Uzunoglu^[7] พบว่าอัตราส่วนผสมผงต่อของเหลวมีผลต่อความแข็งแรง พันธะผลึกออกของไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ โดยการเพิ่มส่วนของเหลวของเอ็มทีเอส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยพบว่าการเพิ่มส่วนของเหลวจะส่งผลต่อความแข็งแรงเชื่อมแน่น (cohesive strength) ของอนุภาคซีเมนต์ ซึ่งส่งผลลบต่อความแข็งแรงพันธะ นอกจากนี้จากการศึกษาของ Basturk และคณะ^[24] พบว่าเอ็มทีเอแองเจิลัส (MTA Angelus) กลุ่มที่มีการเพิ่มส่วนของเหลว มีความทนแรงอัดน้อยกว่ากลุ่มที่ลดส่วนของเหลวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากการเพิ่มส่วนเหลวทำให้เกิดรูพรุนในวัสดุ สอดคล้องกับการศึกษาของ Fridland และ Rosado^[23] พบว่าการเพิ่มส่วนของเหลวของโปรรูทเอ็มทีเอทำให้มีการละลายตัว และปริมาณรูพรุน (porosities) มากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการเพิ่มส่วนของเหลวยังส่งผลให้มีค่าความเป็นกรดต่างเพิ่มขึ้น โดยมีค่าอยู่ระหว่าง 11.94-11.99 แต่การลดส่วนของเหลวทำให้การเกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันไม่สมบูรณ์ส่งผลให้เอ็มทีเอปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ได้น้อยลง

ซึ่งมีผลต่อสมบัติชีวเคมีของเอ็มทีโอ นอกจากนี้จากการศึกษาของ Cavenago และคณะ^[22] ศึกษาผลของอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความถี่รังสี ระยะเวลาแฉ่งตัว ความเป็นกรดต่าง การปลดปล่อยแคลเซียมไอออน และการละลายของเอ็มทีโอ โดยศึกษาอัตราส่วนผงต่อของเหลว 4:1 3:1 และ 2:1 พบว่าเมื่อส่วนผงลดลงวัสดุจะมีความถี่รังสีลดลง มีระยะเวลาการแฉ่งตัวที่นานขึ้น มีการละลาย การสูญเสียปริมาตร และการปลดปล่อยแคลเซียมไอออนมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากการศึกษาที่กล่าวมาข้างต้นแสดงให้เห็นว่าการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผงต่อของเหลวของเอ็มทีโอมีผลต่อคุณสมบัติหลายประการ ได้แก่ ระยะเวลาในการแฉ่งตัว ความถี่รังสี^[22] การละลายตัว^[22, 23] ความแข็งแรงเชื่อมแน่น^[7] ความทนแรงอัด^[24] และความแข็งแรงพันธะ^[7]

นอกจากนี้จากการศึกษาของ อลิซานันท์^[21] พบว่าการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวมีผลต่อการละลายตัวของวัสดุไบโอเดนทิน โดยไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 6 หยดและ 7 หยด มีการละลายตัวมากกว่า 5 หยดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และพบว่าการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวไม่มีผลต่อระยะเวลาการแฉ่งตัวของวัสดุไบโอเดนทิน โดยระยะเวลาการแฉ่งตัวของไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 5 6 และ 7 หยด เท่ากับ 14.95 15.10 และ 16.90 นาทีตามลำดับ และจากการศึกษาของ วรวงศ์รัตน์^[20] พบว่าการเปลี่ยนอัตราส่วนผงต่อของเหลวไม่มีผลต่อความทนแรงอัดของวัสดุไบโอเดนทิน

อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะของวัสดุไบโอเดนทิน ดังนั้นจุดประสงค์ของการศึกษานี้คือ ศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผงต่อของเหลวต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนทิน เพื่อเป็นแนวทางในการตัดสินใจเลือกอัตราส่วนผงต่อของเหลวของไบโอเดนทินที่เหมาะสมและมีการยึดติดกับผนังคลองรากฟันที่ดีซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา

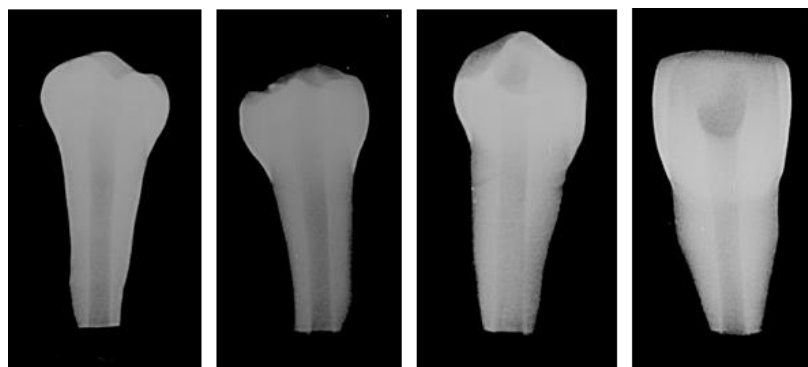
บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

การเตรียมฟัน

วิธีการเตรียมฟันและแผ่นเนื้อฟันอ้างอิงจากวิธีของ Guneser และคณะ^[36] และ Reyes-Carmona และคณะ^[2] การเตรียมฟันสำหรับการทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก นำฟันแท่รากเดี่ยวของมนุษย์ที่ถูกถอนทั้งหมด 32 ซี่ โดยเลือกฟันที่มีหนึ่งคลองรากฟัน ไม่เคยได้รับการรักษาคคลองรากฟัน ไม่มีการละลายของรากฟัน เป็นรากฟันที่เจริญเต็มที่ และไม่พบฟันผุหรือรอยแตกที่บริเวณรากฟัน ทำความสะอาดฟันโดยใช้เครื่องมือเกลารากฟัน (curettes) และแช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรต์เข้มข้นร้อยละ 2.5 (2.5% sodium hypochlorite; NaOCl) เป็นเวลา 10 นาที เพื่อกำจัดเนื้อเยื่อที่ยังหลงเหลืออยู่ จากนั้นนำฟันแช่ในน้ำกลั่นจนกว่าจะนำมาเตรียมคลองรากฟัน

การเตรียมคลองรากฟันทำโดยกรอเปิดเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อใน (open access) ด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรทรงกลม (high speed round diamond burs) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.4 มิลลิเมตร จากนั้นตัดส่วนปลายรากฟัน (apical part) ออก 3 มิลลิเมตร เตรียมคลองรากฟันจากปลายรากฟันด้วยหัวกรอชนิดพีโซ (peesos burs) ขนาด 1 2 3 และ 4 ตามลำดับ ล้างคลองรากฟันระหว่างเปลี่ยนขนาดหัวกรอด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 จำนวน 3 มิลลิลิตร หลังจากการเตรียมคลองรากฟันเสร็จล้างคลองรากฟันครั้งสุดท้ายด้วยอีดีทีเอความเข้มข้นร้อยละ 17 (17% EDTA) จำนวน 1 มิลลิลิตร และโซเดียมไฮโปคลอไรต์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 จำนวน 3 มิลลิลิตร ชั้บคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับรูปกรวยแหลม (paper point) ตรวจสอบลักษณะคลองรากฟันที่เตรียมเสร็จด้วยเครื่องเอกซเรย์ร่วมกับฟิล์มดิจิตอล ตรวจสอบลักษณะคลองรากฟันที่เตรียมได้ต้องมีลักษณะตรง ผนังคลองรากฟันขนานกันตลอดความยาวรากฟัน ขนานกับแกนตามยาว (long axis) ของรากฟัน และมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางคลองรากฟันสุดท้ายเท่ากับ 1.4 มิลลิเมตร



ภาพประกอบ 2 ภาพรังสีลักษณะคลองรากฟันภายหลังการเตรียมคลองรากฟัน

จากนั้นแบ่งฟันที่เตรียมได้โดยใช้วิธีสุ่มแบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

1. กลุ่มที่อุดคลองรากฟันด้วยไบโอเดนตินในอัตราส่วนผงต่อของเหลว 1:4 (แคปซูล:หยด) จำนวน 8 ซี่
2. กลุ่มที่อุดคลองรากฟันด้วยไบโอเดนตินในอัตราส่วนผงต่อของเหลว 1:5 (แคปซูล:หยด) จำนวน 8 ซี่
3. กลุ่มที่อุดคลองรากฟันด้วยไบโอเดนตินในอัตราส่วนผงต่อของเหลว 1:6 (แคปซูล:หยด) จำนวน 8 ซี่
4. กลุ่มที่อุดคลองรากฟันด้วยเอ็มทีเอในอัตราส่วนผงต่อของเหลว 1:0.33 โดยน้ำหนัก จำนวน 8 ซี่

การเตรียมสารที่ใช้ในการทดสอบ

1.กลุ่มทดลองคือ วัสดุไบโอเดนติน (Biodentine™: Septodont, PA, USA) ที่ผสมด้วยอัตราส่วนผงต่อของเหลวที่แตกต่างกัน แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ (ตาราง 1)

กลุ่มที่ 1 ไบโอเดนตินผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 4 หยด (0.145 มิลลิลิตร) ต่อผง 1 แคปซูล (ไบโอเดนติน 1:4)

กลุ่มที่ 2 ไบโอเดนตินผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 5 หยด (0.180 มิลลิลิตร) ต่อผง 1 แคปซูล (ไบโอเดนติน 1:5)

กลุ่มที่ 3 ไบโอเดนตินผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 6 หยด (0.215 มิลลิลิตร)
ต่อผง 1 แคปซูล (ไบโอเดนติน 1:6)

ตาราง 1 กลุ่มทดลอง

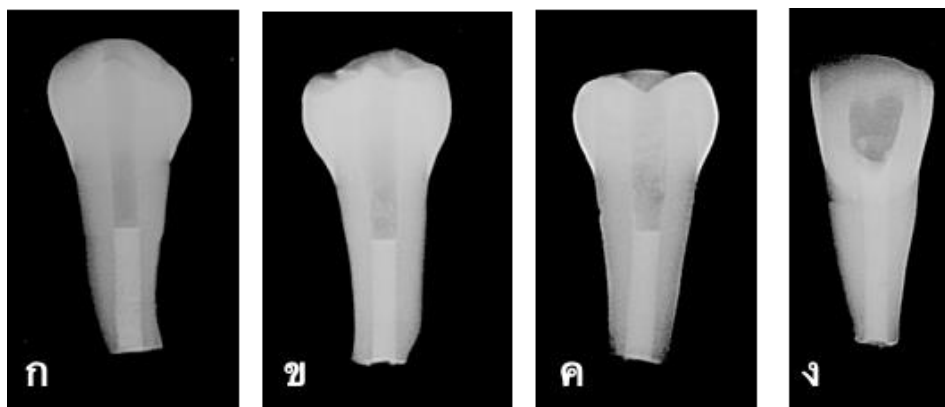
กลุ่มที่	วัสดุ	ผง (กรัม/แคปซูล)	ของเหลว (หยด)	ของเหลว (มิลลิลิตร)	อัตราส่วนของเหลวต่อผง (กรัม/มิลลิลิตร)
1	ไบโอเดนติน	0.7	4	0.145	0.21
2	ไบโอเดนติน	0.7	5	0.180	0.26
3	ไบโอเดนติน	0.7	6	0.215	0.31

โดยส่วนน้ำจะถูกเตรียมด้วยเครื่องดูดจ่ายสารละลายอัตโนมัติ (auto pipette) เพื่อให้มีปริมาตรที่เท่ากันในแต่ละกลุ่มทดลอง และผสมด้วยเครื่องปั่นอะมัลกัมที่ความเร็ว 4000-4200 รอบต่อวินาที เป็นเวลา 30 วินาที

2. กลุ่มควบคุมคือ วัสดุไวท์โปรรูทเอ็มทีเอ (White ProRoot® MTA, Densply Tulsa dental, Tulsa OK, USA) เตรียมอัตราส่วนผงต่อของเหลวคือ ส่วนผง 1 กรัมต่อส่วนของเหลว 0.33 กรัม ด้วยเครื่องชั่งน้ำหนักดิจิทัล โดยผสมใช้พายผสมซีเมนต์ (cement spatula) ผสมบนแผ่นแก้ว (glass slab)

การอุดคลองรากฟัน

นำวัสดุที่ทดสอบซึ่งผสมในอัตราส่วนที่กำหนดไว้ใส่ในคลองรากฟันด้วยเครื่องนำอะมัลกัม (amalgam carrier) และกดอัดให้แน่น ตรวจสอบวัสดุอุดในคลองรากฟันด้วยเครื่องเอกซเรย์ร่วมกับฟิล์มดิจิทัล โดยวัสดุอุดต้องมีลักษณะอุดแน่นเต็ม ไม่มีช่องว่างในวัสดุอุด และไม่มีช่องว่างระหว่างวัสดุกับผนังคลองรากฟัน และมีความหนาของวัสดุ 7 มิลลิเมตร นำสำลีชุบน้ำมาปิดวัสดุในคลองรากฟันและปลายรากฟันเพื่อให้วัสดุแข็งตัว นำฟันเก็บในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง

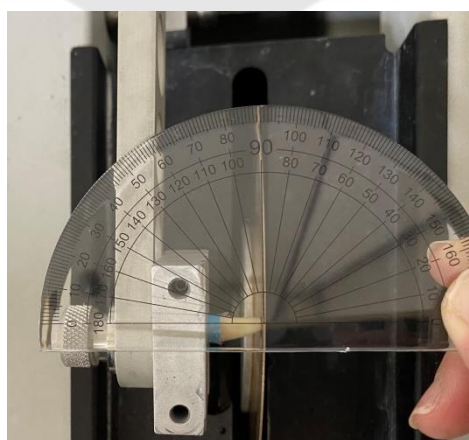


ภาพประกอบ 3 ภาพรังสีการอุดคลองรากฟัน

จากภาพประกอบ 4 คือ ภาพรังสีหลังการอุดคลองรากฟันของแต่ละวัสดุ โดย ก คือ วัสดุเอ็มทีเอ ข คือ วัสดุไบโอเดนทิน 1:4 ค คือ วัสดุไบโอเดนทิน 1:5 หยด และ ง คือ วัสดุไบโอเดนทิน 1:6

การเตรียมแผ่นเนื้อฟัน (dentine disc)

นำฟันมาตัดในแนวขวางด้วยแผ่นเลื่อยไอโซเมท (low speed Isomet diamond saw) โดยวางฟันให้แนวแกนกลางของคลองรากฟันตั้งฉากกับแผ่นเลื่อยไอโซเมท เพื่อทำแผ่นเนื้อฟันหนา 3 มิลลิเมตร เพื่อจำลองการอุดย้อนปลายรากฟัน โดยฟันหนึ่งซี่จะเตรียมแผ่นเนื้อฟันได้ 2 แผ่น



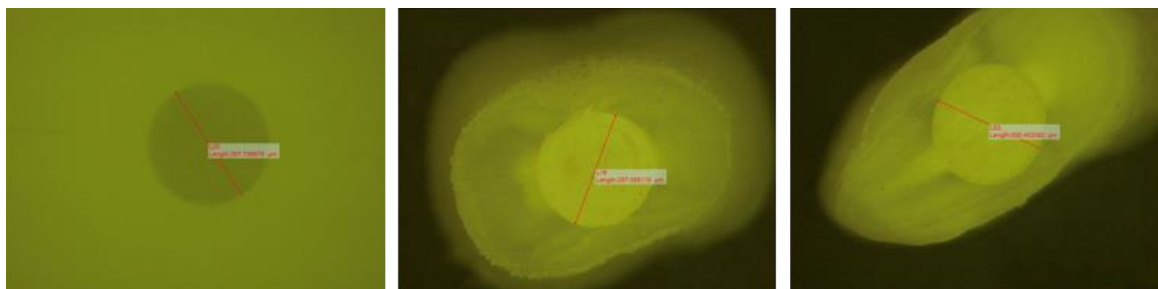
ภาพประกอบ 4 ภาพการตัดฟันด้วยแผ่นเลื่อยไอโซเมท

ตรวจสอบว่าวัสดุมีการแข็งตัวสมบูรณ์โดยดูจากผิวของวัสดุทั้ง 2 ด้าน มีพื้นผิวที่แข็งและไม่ยุบตัวเมื่อถูกกด จากนั้นขีดแต่งแผ่นเนื้อฟันให้เรียบโดยใช้กระดาษทรายความละเอียด 400 โดยจับแผ่นเนื้อฟันวางลงบนกระดาษทรายที่วางบนพื้นราบ จากนั้นหมุนตามเข็มนาฬิกา 45 องศา และ ทวนเข็มนาฬิกา 60 องศา เป็นจำนวน 5 รอบ ตรวจสอบความหนาของแผ่นเนื้อฟันอีกครั้งด้วยเครื่องมือเวอร์เนียคาลิเปอร์ (Vernier caliper) ให้ได้แผ่นเนื้อฟันที่มีความหนา 3 มิลลิเมตร



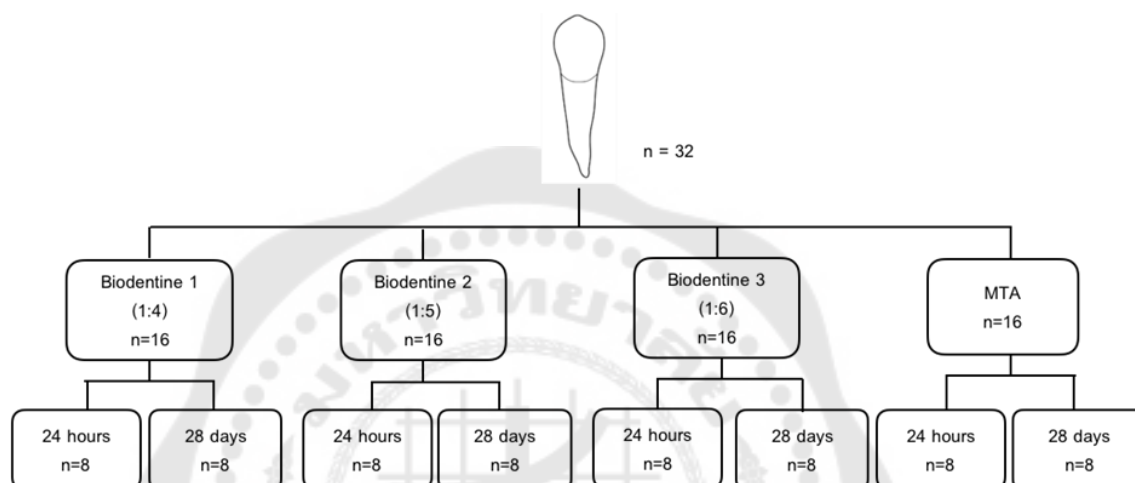
ภาพประกอบ 5 ภาพการวัดความหนาของแผ่นเนื้อฟันด้วยเครื่องมือเวอร์เนียคาลิเปอร์

นำแผ่นเนื้อฟันทั้งหมดกลุ่มละ 16 แผ่น มาวัดเส้นผ่าศูนย์กลางคลองรากฟันอีกครั้งด้วยเครื่องสเตอริโอไมโครสโคป ทำการวัดขนาดและเทียบอัตราส่วนกับแผ่นมาตรฐานที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร ดังภาพประกอบ 6 โดยขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางคลองรากฟันมีขนาดเท่ากับ 1.4 ± 0.05 มิลลิเมตร



ภาพประกอบ 6 ภาพการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางคลองรากฟันด้วยเครื่องสเตอริโอไมโครสโคป

จากนั้นแบ่งกลุ่มตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่ม โดยใช้วิธีสุ่ม กลุ่มละ 8 ชิ้น กลุ่มหนึ่งนำไปทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกทันที (ความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่เวลา 24 ชั่วโมง) และอีกกลุ่มหนึ่งนำไปแช่ในสารละลายฟอสเฟตเป็นเวลา 28 วัน (ความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่เวลา 28 วัน) ดังภาพประกอบ 7



ภาพประกอบ 7 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

การเตรียมสารละลายฟอสเฟต (Phosphate-buffered saline)

สารละลายฟอสเฟตเป็นสารสังเคราะห์ทางเคมีเพื่อให้มีองค์ประกอบคล้ายกับพลาสมาในร่างกายมนุษย์ วิธีการเตรียมสารละลายฟอสเฟตอ้างอิงจากวิธีของ Kokubo และคณะ^[44, 45] ทำการละลายสารโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) โซเดียมคาร์บอเนต (NaHCO₃) โพแทสเซียมคลอไรด์ (KCl) โพแทสเซียมฟอสเฟต (K₂HPO₄·3H₂O) แมกนีเซียมคลอไรด์ (MgCl₂·6H₂O) และ แคลเซียมคลอไรด์ (CaCl₂) ลงในน้ำกลั่น โดยความเข้มข้นของไอออนในสารละลายฟอสเฟตเปรียบเทียบกับพลาสมาในร่างกายมนุษย์เป็นดังตารางที่ 2

ตาราง 2 ความเข้มข้นไอออนในสารละลายฟิสิกส์เปรียบเทียบกับพลาสมาในร่างกายมนุษย์^[45]

	Ion concentration (mM)						
	Na ⁺	K ⁺	Mg ²⁺	Ca ²⁺	Cl ⁻	HCO ⁻	HPO ⁻
PBS	142.0	5.0	1.5	2.5	148.8	4.2	1.0
Blood plasma	142.0	5.0	1.5	2.5	103.0	27.0	1.0

วิธีเตรียมสารละลายฟิสิกส์ปริมาตร 1000 มิลลิลิตร มีขั้นตอนต่อไปนี้^[44]

1. นำน้ำกลั่นปริมาตร 750 มิลลิลิตรใส่ใน polyethylene beaker ขนาด 1000 มิลลิลิตร และแช่ในอ่างน้ำควบคุมอุณหภูมิ (water bath) ที่ควบคุมอุณหภูมิ 36.5 องศาเซลเซียส
2. ใส่สารตามลำดับดังตารางที่ 3 โดยใส่สารทีละชนิดและรอให้สารละลายจนหมดจึงใส่สารในลำดับต่อไป
3. เมื่อใส่สารครบถึงลำดับที่ 9 ตรวจสอบอุณหภูมิและวัดค่าความเป็นกรดต่าง (pH) โดยมีอุณหภูมิเท่ากับ 36.5 องศาเซลเซียสและมีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 7.25
4. เติมน้ำกลั่นจนได้สารละลายปริมาตร 1000 มิลลิลิตร
5. นำสารละลายมาตั้งทิ้งไว้ในอุณหภูมิห้องจนกว่าสารละลายจะมีอุณหภูมิเท่ากับ 20-25 องศาเซลเซียสก่อนนำเข้าตู้เย็นที่ควบคุมอุณหภูมิ 5-10 องศาเซลเซียส

ตาราง 3 ปริมาณและลำดับของสารที่ใช้ในการเตรียมสารละลายฟิสิกส์^[44]

ลำดับ	สาร	ปริมาณ (กรัม)
1	NaCl	7.996
2	NaHCO ₃	0.350
3	KCl	0.224
4	K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	0.228
5	MgCl ₂ ·6H ₂ O	0.305
6	1M-HCl	40 (มิลลิลิตร)

7	CaCl_2	0.278
8	Na_2SO_4	0.071
9	$(\text{CH}_2\text{OH})_3\text{CNH}_2$	6.057

การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก

นำแผ่นพื้นมาทดสอบหาความต้านทานแรงผลึกออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine) นำชิ้นงานวางบนแท่งโลหะของเครื่องที่มีรูตรงกลาง จากนั้นใส่แรงลงบนผิวของวัสดุโดยใช้เข็มทดสอบที่มีลักษณะทรงกระบอกเส้นผ่าศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ใช้ความเร็วของหัวทดสอบ 0.2 มิลลิเมตรต่อวินาที ตำแหน่งหัวทดสอบให้กดลงวัสดุจุด โดยห่างจากผนังคลองรากฟันโดยรอบ 0.3 มิลลิเมตร เพื่อให้แน่ใจว่าหัวทดสอบกดอยู่บนวัสดุจุดเท่านั้น ดังภาพประกอบ 8



ภาพประกอบ 8 การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกโดยใช้เครื่องทดสอบสากล

แรงที่มากที่สุดที่ทำให้วัสดุหลุดจากคลองรากฟันถูกบันทึกในหน่วยนิวตัน (newtons) โดยค่าความต้านทานแรงผลึกออก (MPa) คำนวณได้จากสูตรดังนี้

$$\text{Push out bond strength (MPa)} = \frac{\text{maximum load (newtons)}}{\text{adhesion area (} 2\pi r \times h \text{) (mm}^2 \text{)}}$$

จากสูตร r คือ รัศมีคลองรากฟัน และ h คือ ความหนาแผ่นเนื้อฟัน

จากนั้นนำตัวอย่างมาพิจารณาลักษณะการแตกหักด้วยกล้องไมโครสโคปกำลังขยาย 25

โดยแบ่งชนิดของการแตกหักออกเป็น 3 ชนิด ดังภาพประกอบ 9



ภาพประกอบ 9 ชนิดความล้มเหลวหลังจากทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก^[36]

โดยจากภาพประกอบ ก คือ การแตกหักแบบยึดติด (adhesive failure) เป็นการหลุดออกของวัสดุอย่างสมบูรณ์ ไม่พบวัสดุหลงเหลืออยู่ที่ผนังคลองรากฟัน ข คือ การแตกหักแบบเชื่อมแน่น (cohesive failure) เป็นการหลุดออกภายในวัสดุโดยเหลือวัสดุอยู่รอบบริเวณรอยต่อ และ ค คือ การแตกหักแบบผสม (mixed failure) เป็นการหลุดออกของวัสดุอย่างไม่สมบูรณ์ พบวัสดุบางส่วนหลงเหลืออยู่บริเวณรอยต่อ

การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลด้วยการทดสอบสถิติ Komogorov-Smirnov พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติ วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกระหว่างวัสดุไบโอเดนทินแต่ละกลุ่มและเอ็มทีเอด้วยสถิติ One-way ANOVA และวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติ Tukey's HSD test

บทที่ 4

ผลการศึกษา

ลักษณะของวัสดุภายหลังการผสม

ไบโอเดนทิน 1:4 เนื้อวัสดุมีลักษณะร่วนและแข็ง สามารถปั้นเป็นก้อนได้ สำหรับไบโอเดนทิน 1:5 เนื้อวัสดุมีความมันวาว มีลักษณะเป็นเนื้อครีมที่ข้นหนืด สามารถกดอัดได้ และไบโอเดนทิน 1:6 มีลักษณะเป็นเนื้อครีมที่เหลวมากขึ้น ดังภาพประกอบ 10



ภาพประกอบ 10 ลักษณะของวัสดุหลังการผสม

จากภาพประกอบ 10 ก คือ ไบโอเดนทิน 1:4 ข คือ ไบโอเดนทิน 1:5 และ ค คือ ไบโอเดนทิน 1:6

การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก

ที่เวลา 24 ชั่วโมง พบว่าไบโอเดนทิน 1:6 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าไบโอเดนทิน 1:5 ไบโอเดนทิน 1:4 และเฝ้มที่เอยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

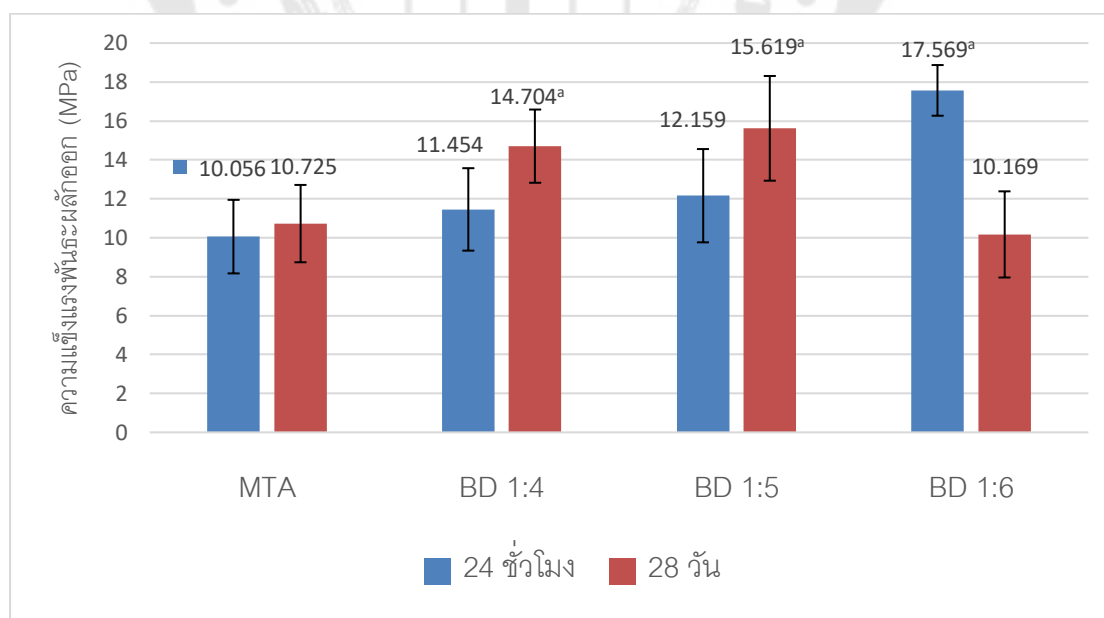
ที่เวลา 28 วัน พบว่าไบโอเดนทิน 1:5 และไบโอเดนทิน 1:4 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าไบโอเดนทิน 1:6 และเฝ้มที่เอยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่เวลา 24 ชั่วโมง และ 28 วัน พบว่าไบโอเดนทิน 1:5 และไบโอเดนทิน 1:4 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ไบโอเดนทิน 1:6 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกน้อยลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเฝ้มที่เอยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษาดังตาราง 4

ตาราง 4 ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก

เวลา	กลุ่ม	ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออก $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (MPa)	ค่าต่ำสุด (MPa)	ค่าสูงสุด (MPa)
24 ชั่วโมง	MTA	10.056 $\pm$ 1.889	7.794	12.445
	BD 1:4	11.454 $\pm$ 2.118	8.893	15.015
	BD1:5	12.159 $\pm$ 2.396	8.911	15.621
	BD1:6	17.569 $\pm$ 1.302 ^a	15.864	19.363
28 วัน	MTA	10.725 $\pm$ 1.987	8.876	14.690
	BD 1:4	14.704 $\pm$ 1.881 ^a	13.000	17.124
	BD1:5	15.619 $\pm$ 2.689 ^a	12.075	18.398
	BD1:6	10.169 $\pm$ 2.213	7.694	14.347

^a หมายถึง แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

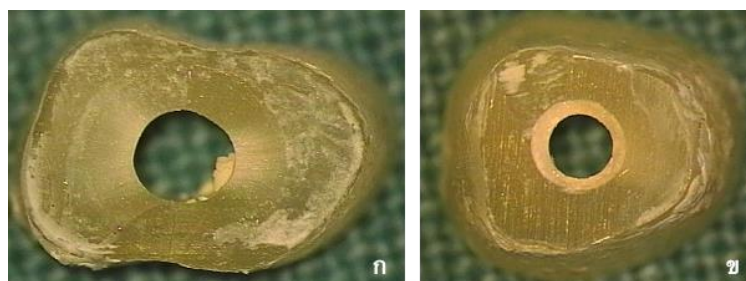


^a หมายถึง แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออก

ลักษณะการแตกหักของชิ้นงาน

ลักษณะการแตกหักของชิ้นงานเป็นดังภาพประกอบ 12



ภาพประกอบ 12 ภาพจากกล้องไมโครสโคปกำลังขยาย 25 แสดงลักษณะการแตกหักหลังจากทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออก

จากภาพประกอบ 12 ก คือ การแตกหักแบบผสม และ ข คือ การแตกหักแบบเชื่อมแน่น ผลการศึกษาพบการแตกหักแบบเชื่อมแน่นมากที่สุดในทุกกลุ่มการทดลอง (ร้อยละ 87.5) รองลงมาคือการแตกหักแบบผสม (ร้อยละ 12.5) และไม่พบการแตกหักแบบยึดติดในทุกกลุ่มการทดลอง (ร้อยละ 0) ผลการศึกษาดังตาราง 5

ตาราง 5 จำนวนชนิดความล้มเหลว

เวลา	กลุ่ม	Adhesive failure (ชิ้น)	Cohesive failure (ชิ้น)	Mixed failure (ชิ้น)
24 ชั่วโมง	MTA	-	6	2
	BD 1:4	-	7	1
	BD1:5	-	7	1
	BD1:6	-	8	-
28 วัน	MTA	-	8	-
	BD 1:4	-	8	-
	BD1:5	-	7	1
	BD1:6	-	5	3

บทที่ 5

อภิปรายผล สรุปผลการศึกษา และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการศึกษา

จากผลการศึกษาพบว่าอัตราส่วนผงต่อของเหลวส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุไบโอเดนทิน โดยไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าไบโอเดนทิน 1:6 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และนอกจากนี้พบว่าวัสดุไบโอเดนทินมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าเอ็มทีเอ

อภิปรายผล

ความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย่นปลายรากฟันเป็นคุณสมบัติสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา ปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งที่ส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะของวัสดุคืออัตราส่วนผงต่อของเหลว^[7] วัสดุอุดย่นปลายรากฟันวัสดุควรมีลักษณะที่ไม่เหนียวหรือเหลวเกินไป สามารถกดอัดได้และใส่ในเครื่องมือเพื่อนำเข้าสู่ปลายรากฟัน การศึกษานี้จึงเลือกใช้ไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วน 1:4 1:5 และ 1:6

การศึกษานี้ต้องการจำลองสภาวะจริงในทางคลินิกจึงนำชิ้นงานตัวอย่างแซ่ในสารละลายฟีนีเอสซึ่งมีความเข้มข้นไอออนในสารละลายคล้ายกับพลาสมาในร่างกายมนุษย์ เมื่อนำไบโอเดนทินแซ่ในสารละลายฟีนีเอส ไบโอเดนทินจะเกิดการปล่อยแคลเซียมไอออนออกมาอย่างต่อเนื่อง ซึ่งแคลเซียมไอออนที่ปล่อยออกมาจะเกิดการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ ส่งผลให้ความแข็งแรงพันธะผลึกออกเพิ่มมากขึ้น^[2] จากการศึกษาของ Grech และคณะ^[18] พบว่าการปล่อยแคลเซียมไอออนของไบโอเดนทินจะคงที่เมื่อระยะเวลาผ่านไป 28 วัน จึงเป็นที่มาของการศึกษาค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุที่ระยะเวลา 28 วันเปรียบเทียบกับเวลา 24 ชั่วโมง

ผลการศึกษาที่เวลา 24 ชั่วโมง พบว่าไบโอเดนทิน 1:6 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Gunesser และคณะ^[36] และ Aggarwal และคณะ^[38] เนื่องจากไบโอเดนทินมีอนุภาคที่เล็กกว่าเอ็มทีเอ ทำให้เนื้อซีเมนต์สามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้มากกว่าเอ็มทีเอ ส่งเสริมให้เกิดการยึดทางกลขนาดเล็ก (micromechanical retention) ส่วนในกลุ่มไบโอเดนทินพบว่าไบโอเดนทิน 1:6 มีค่าความแข็งแรง

พันธะผลึกออกมากกว่าไบโอเดนทิน 1:5 และ 1:4 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากไบโอเดนทิน 1:6 มีลักษณะเป็นเนื้อครีมเหลวไหลแผ่ได้ดีกว่าไบโอเดนทิน 1:5 และ 1:4 จึงสามารถไหลแผ่เข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ เกิดเป็นการยึดติดทางกลช่วยส่งเสริมให้มีการยึดติดดีจึงมีค่าความแข็งแรงพันธะสูง สอดคล้องกับการศึกษาของ Reyhani และคณะ^[46] พบว่าการลดส่วนผสมของวัสดุซีอีเอ็ม (CEM; Calcium-enriched mixture) ทำให้วัสดุมีลักษณะเป็นเนื้อครีมเหลวและไหลแผ่ได้ดี ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมีค่าเพิ่มมากขึ้น นอกจากนี้ไบโอเดนทิน 1:6 มีส่วนเหลวมากกว่าไบโอเดนทิน 1:5 และ 1:4 ซึ่งส่วนเหลวของไบโอเดนทินมีแคลเซียมคลอไรด์ซึ่งช่วยทำให้เกิดปฏิกิริยาไฮเดรชันได้รวดเร็วขึ้น ทำให้เกิดแคลเซียมไฮดรอกไซด์ซึ่งเป็นองค์ประกอบที่ทำให้วัสดุมีความแข็งแรง^[47] ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงของไบโอเดนทิน 1:6 ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมงมีค่าสูงกว่า

ผลการศึกษาที่แช่ในฟิปีเอสเป็นเวลา 28 วันพบว่าไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากกว่าไบโอเดนทิน 1:6 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากไบโอเดนทิน 1:6 มีการละลายตัวที่มากกว่าไบโอเดนทิน 1:5 และ 1:4 ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ อลิซานันท์^[21] พบว่าไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 6 หยดมีการละลายตัวมากกว่าไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 5 หยดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ Fridland และ Rosado^[23] ยังพบว่าการเพิ่มอัตราส่วนของเหลวจะส่งผลให้เอ็มทีเอมีการละลายตัวและปริมาณรูพรุนมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อเปรียบเทียบผลการศึกษากลุ่มที่เวลา 24 ชั่วโมงกับกลุ่มที่แช่ในสารละลายฟิปีเอส 28 วัน แสดงให้เห็นว่าไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เอ็มทีเอไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากวัสดุไบโอเดนทินมีการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้มากกว่าเอ็มทีเอ ซึ่งการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นส่วนสำคัญที่ช่วยส่งเสริมให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมีค่าสูงขึ้น^[2] สอดคล้องกับการศึกษาของ Han และ Okiji^[48] ที่พบว่าไบโอเดนทินมีการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้มากกว่าเอ็มทีเออย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อแช่ในสารละลายฟิปีเอสเป็นเวลา 30 วัน แต่อย่างไรก็ตามเอ็มทีเอสามารถสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้เพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป โดยจากการศึกษาของ Reyes-Caemona และ คณะ^[2] พบว่าโพรฟิเอ็มทีเอมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกเพิ่มมากขึ้นเมื่อนำไปแช่ในสารละลายฟิปีเอสเป็นเวลา 2 เดือน นอกจากนี้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของไบโอเดนทิน 1:6 ที่แช่ในสารละลายฟิปีเอสเป็นเวลา 28 วัน มีค่าน้อยกว่าที่เวลา 24 ชั่วโมงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากไบโอเดนทิน 1:6 มีการละลายตัวสูง^[21]

ผลการศึกษาพบว่าวัสดุทั้งไบโอเดนทินและเอ็มทีเอมีการแตกหักแบบเชื่อมแน่นเป็นส่วนใหญ่ (ร้อยละ 87.5) และไม่พบการแตกหักชนิดยึดติดในวัสดุทั้งสองชนิด แสดงให้เห็นว่าทั้งไบโอเดนทินและเอ็มทีเอมีการยึดติดกับเนื้อฟันที่ดี สอดคล้องกับการศึกษาของ Han และ Okiji^[19] ซึ่งศึกษาลักษณะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุไบโอเดนทินและเอ็มทีเอด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่ามีลักษณะเป็นแท่งบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุทั้งสองชนิด

ในการศึกษานี้พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกที่เวลา 24 ชั่วโมงของเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 10.056 เมกะปาสคัล และไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 5 หยด มีค่าเท่ากับ 12.159 เมกะปาสคัล สูงกว่าหลายการศึกษาที่ผ่านมา โดยจากการศึกษาของ El-Ma'aita และคณะ^[49] พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 7.54 เมกะปาสคัล และไบโอเดนทินกับ 8.79 เมกะปาสคัล และจากการศึกษาของ Gunesser และคณะ^[36] พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะผลึกออกของเอ็มทีเอมีค่าเท่ากับ 3.49 เมกะปาสคัล และไบโอเดนทินกับ 7.23 เมกะปาสคัล ทั้งนี้เป็นเพราะการศึกษานี้ใช้ความหนาของแผ่นเนื้อฟัน 3 มิลลิเมตรเพื่อให้สอดคล้องกับความหนาของวัสดุอุดปลายรากฟันจริงที่ใช้ในทางคลินิก ซึ่งหนากว่าการศึกษาของ El-Ma'aita และคณะ^[49] ที่มีความหนาของแผ่นเนื้อฟัน 2 มิลลิเมตร และ Gunesser และคณะ^[36] ที่มีความหนาของแผ่นเนื้อฟัน 1 มิลลิเมตร โดยการเพิ่มความหนาของแผ่นเนื้อฟันทำให้เพิ่มพื้นที่การเสียดสีส่งผลให้เกิดแรงเสียดทาน (friction force) ที่เพิ่มขึ้นจึงส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของการศึกษานี้มีค่ามากกว่า^[43]

การทดสอบความแข็งแรงพันธะผลึกออกเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมในการทดสอบความแข็งแรงพันธะของวัสดุที่ใช้อุดคลองรากฟัน โดยเป็นการทดสอบความแข็งแรงพันธะแบบเฉือนรูปแบบหนึ่งซึ่งถูกดัดแปลงให้เหมาะสมกับการทดสอบวัสดุที่ใช้อุดในคลองรากฟัน^[43] จากการศึกษาของ Pane และคณะ^[42] และ Chen และคณะ^[43] พบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางของหัวเข็มทดสอบมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกของวัสดุ หัวเข็มทดสอบควรมีขนาดร้อยละ 50 ถึง 85 ของขนาดคลองรากฟัน เพื่อไม่ให้ค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมีค่าต่ำหรือสูงเกินไป ดังนั้นการศึกษานี้จึงเตรียมคลองรากฟันขนาด 1.4 มิลลิเมตร และเลือกใช้หัวกดขนาด 1 มิลลิเมตร ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 71 ของขนาดคลองรากฟัน นอกจากนี้ Chen และคณะ^[43] ยังพบว่าความหนาของแผ่นเนื้อฟันควรมีความหนามากกว่า 1.1 มิลลิเมตร เพื่อให้ค่าความแข็งแรงพันธะที่คำนวณได้จากสูตรมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่เกิดขึ้นจริงบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟันเมื่อวัดด้วยระเบียบ

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) ซึ่งการศึกษานี้จึงเลือกใช้แผ่นเนื้อพื้นความหนา 3 มิลลิเมตร สอดคล้องกับความหนาของวัสดุอุดปลายรากฟันที่ใช้จริงในทางคลินิก

จากการศึกษาพบว่าไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออกมากขึ้น เมื่อแช่ในสารละลายฟิปีเอส 28 วัน และมากกว่าไบโอเดนทิน 1:6 และเอ็มทีเอ นอกจากนี้ไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีลักษณะเป็นก้อนและกดอัดได้ดีกว่าไบโอเดนทิน 1:6 ดังนั้นจากผล การศึกษานี้พบว่าไบโอเดนทิน 1:4 และ 1:5 มีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้งานอุดย้อนปลายราก ฟัน

ความแข็งแรงพันธะของวัสดุอุดย้อนปลายรากฟันกับผนังคลองรากฟันเป็นปัจจัยสำคัญที่ ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา โดยวัสดุที่มีค่าความแข็งแรงพันธะสูงจะช่วยต้านทานแรงที่ทำให้ เกิดการเคลื่อนที่ของวัสดุ จากการศึกษานี้พบว่าไบโอเดนทินมีค่าความแข็งแรงพันธะผลึกออก สูงกว่าเอ็มทีเอ และการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผสมต่อของเหลวส่งผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะ ผลึกออกของไบโอเดนทิน โดยไบโอเดนทินที่ผสมด้วยอัตราส่วนของเหลว 5 หยด และ 4 หยดเป็น อัตราส่วนที่มีค่าความแข็งแรงพันธะที่สูงและเหมาะสมที่จะนำไปใช้งานจริงในทางคลินิก แต่ อย่างไรก็ตามการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผสมต่อของเหลวอาจส่งผลต่อสมบัติอื่นของวัสดุไบโอเดนทิน เช่น ความแนบสนิท คุณสมบัติชีวเคมี ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความสำเร็จในการรักษา จึงควรมีการศึกษาต่อไปในอนาคต

ข้อเสนอแนะ

จากการศึกษานี้พบว่าไบโอเดนทิน 1:4 และ ไบโอเดนทิน 1:5 มีความแข็งแรงพันธะ ผลึกออกที่ดี แต่อย่างไรก็ตามการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนผสมต่อของเหลวอาจส่งผลต่อคุณสมบัติ อื่นๆของวัสดุ ได้แก่ ความแนบสนิท และการสร้างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ จึงควรมีการศึกษา ต่อไปในอนาคต

บรรณานุกรม

1. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's pathways of the pulp: Elsevier Health Sciences; 2015.
2. 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.
3. Brichko J, Burrow MF, Parashos P. Design Variability of the Push-out Bond Test in Endodontic Research: A Systematic Review. *Journal of endodontics*. 2018.
4. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lotfi M, Asatourian A, Ahmadi H. Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*. 2013;29(4):323-7.
5. VanderWeele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *Journal of endodontics*. 2006;32(5):421-4.
6. Qu H, Wei M. The effect of temperature and initial pH on biomimetic apatite coating. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2008;87(1):204-12.
7. Türker SA, Uzunoglu E. Effect of powder-to-water ratio on the push-out bond strength of white mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*. 2016;32(2):153-5.
8. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 1999;25(3):197-205.
9. Sarkar N, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):97-100.
10. 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.
11. Zhou H-m, Shen Y, Wang Z-j, Li L, Zheng Y-f, Häkkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *Journal of endodontics*. 2013;39(4):478-83.

12. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine™ induces TGF- β 1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International endodontic journal*. 2012;45(5):439-48.
13. Rajasekharan S, Martens L, Cauwels R, Verbeeck R. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European archives of paediatric dentistry*. 2014;15(3):147-58.
14. Mazumdar P, Das UK, Rahaman S, Das S. A Comparative Evaluation of the Sealing Ability of Biosilicate Material, Mineral Trioxide Aggregate, Light Cure Glass Ionomer Cement, Silver Amalgam as Root End Filling Materials by Dye Penetration Method. *International Medical Journal*. 2013;20(2).
15. Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S. Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *Journal of endodontics*. 2012;38(9):1220-6.
16. Luo Z, Kohli MR, Yu Q, Kim S, Qu T, He W-x. Biodentine induces human dental pulp stem cell differentiation through mitogen-activated protein kinase and calcium-/calmodulin-dependent protein kinase II pathways. *Journal of endodontics*. 2014;40(7):937-42.
17. Khan SIR, Ramachandran A, Deepalakshmi M, Kumar KS. Evaluation of pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and a new root-end filling material. *E-Journal of Dentistry*. 2012;2(2).
18. 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.
19. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International endodontic journal*. 2011;44(12):1081-7.
20. วรจักรรัตน์ วรวงศ์สกุล การศึกษาเปรียบเทียบลักษณะพื้นผิวและความทนแรงอัดของ ไบโอเดนตินที่มีอัตราส่วนน้ำต่อผงแตกต่างกัน. (รายงานวิจัยประกาศนียบัตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ, 2558).หน้า 25.

21. ปทุมมาศ อธิสานันท์ การศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพของไบโอเดนตินที่มีอัตราส่วนผงต่อน้ำแตกต่างกัน. (รายงานวิจัยประกาศนียบัตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ, 2557). หน้า 17.
22. Cavenago B, Pereira T, Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Marciano M, Bramante CM, et al. Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2014;47(2):120-6.
23. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of endodontics*. 2003;29(12):814-7.
24. Basturk FB, Nekoofar MH, Gunday M, Dummer PM. Effect of varying water-to-powder ratios and ultrasonic placement on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 2015;41(4):531-4.
25. 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.
26. 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.
27. Islam I, Chng H, Yap A. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *International endodontic journal*. 2006;39(3):220-5.
28. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials*. 2005;21(4):297-303.
29. Ramachandran VS, Paroli RM, Beaudoin JJ, Delgado AH. *Handbook of thermal analysis of construction materials*: William Andrew; 2002.
30. 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.
31. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2007;40(6):462-70.
32. Martin RL, Monticelli F, Brackett WW, Loushine RJ, Rockman RA, Ferrari M, et al. 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.

33. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *Journal of Endodontics*. 2009;35(5):731-6.
34. Espir CG, Guerreiro-Tanomaru JM, Spin-Neto R, Chavez-Andrade GM, Berbert FLCV, Tanomaru-Filho M. Solubility and bacterial sealing ability of MTA and root-end filling materials. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(2):121-5.
35. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M. MTA versus biodentine: Review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research*. 2017;11(8):ZG01.
36. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *Journal of endodontics*. 2013;39(3):380-4.
37. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*. 2013;29(2):e20-e8.
38. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *Journal of conservative dentistry*. 2013;16(5):462.
39. Nagas E, Cehreli Z, Uyanik M, Vallittu P, Lassila L. Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine. *International endodontic journal*. 2016;49(2):184-8.
40. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PM. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 2010;36(5):871-4.
41. Poplai G, Jadhav S, Hegde V. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of Biodentine TM. *World Journal Dentistry*. 2012;3:313-5.
42. Pane ES, Palamara JE, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *Journal of endodontics*. 2013;39(5):669-73.
43. Chen W-P, Chen Y-Y, Huang S-H, Lin C-P. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):283-7.

44. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*. 2006;27(15):2907-15.
45. Kokubo T, Ito S, Huang Z, Hayashi T, Sakka S, Kitsugi T, et al. Ca, P-rich layer formed on high-strength bioactive glass-ceramic A-W. *Journal of biomedical materials research*. 1990;24(3):331-43.
46. Reyhani M-F, Ghasemi N, Zand V, Mosavizadeh S. Effects of different powder to liquid ratios on the push out bond strength of CEM cement on simulated perforations in the furcal area. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(6):e785.
47. Juenger M, Monteiro P, Gartner E, Denbeaux G. A soft X-ray microscope investigation into the effects of calcium chloride on tricalcium silicate hydration. *Cement and Concrete Research*. 2005;35(1):19-25.
48. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *International endodontic journal*. 2013;46(9):808-14.
49. El-Ma'aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dental Materials*. 2013;29(7):797-803.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ญาณินท์ เฉลิมสุรกาญจน์
วัน เดือน ปี เกิด	23 ธันวาคม 2531
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	ปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ พ.ศ.2556
ที่อยู่ปัจจุบัน	9/650 ตึก B คอนโด Ideo mix sukumvit 103 ถ.สุขุมวิท บางนา บางนา กทม. 10260

