

ความต้านทานการแตกหักของพินกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงพินแบบเอ็ม
โอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยพินคอมโพสิตเสริมเส้นใยชนิดต่างๆ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมหัตถการ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Fractural resistance of endodontically treated upper premolar with MOD cavity restored by direct resin composite combined with fiber-reinforced composite posts



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science in Operative Dentistry

Department of Operative Dentistry

FACULTY OF DENTISTRY

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

ความต้านทานการแตกหักของพินกรามน้อยบนที่ผ่านการ
รักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะ
ด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิต
เสริมเส้นใยชนิดต่างๆ

โดย

น.ส.นภาพระไพ ขวัญพ่วง

สาขาวิชา

ทันตกรรมหัตถการ

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ชัยวัฒน์ มณีนุชย์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณะบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สุจิต พูลทอง)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.รังสิมา สุกุณะมรรคา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ชัยวัฒน์ มณีนุชย์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.วรรณธนะ สัตตบรรณสุข)

นภาพระไพ ขวัญพ่วง : ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยชนิดต่างๆ. (

Fractural resistance of endodontically treated upper premolar with MOD cavity restored by direct resin composite combined with fiber-reinforced composite posts) อ.ที่ปรึกษาหลัก : รศ. ทพ. ดร.ชัยวัฒน์ มณีบุษย์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักและรูปแบบของการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว ฟันกรามน้อยบนทั้งสิ้น 40 ซี่ถูกแบ่งออกเป็น 5 กลุ่ม ประกอบด้วย กลุ่มที่ 1 ฟันที่ไม่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน การรักษารากฟัน และการบูรณะ กลุ่มที่ 2 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษาฟัน แต่ไม่ได้รับการบูรณะ กลุ่มที่ 3 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษาฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียวกลุ่มที่ 4 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษาฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป กลุ่มที่ 5 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษาฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว นำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 5 กลุ่ม มาผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวน 20,000 รอบ จากนั้นจึงให้แรงแบบซ้ำๆ 50 นิวตัน 500,000 รอบ ความถี่ 4 Hz นำไปทดสอบความต้านทานต่อการแตกหักโดยการให้แรงกดที่ปุ่มฟันด้านลิ้นทำมุม 45 องศาต่อแนวแกนฟันจนเกิดการแตกหัก ผลการศึกษาพบว่าฟันกรามน้อยกลุ่มควบคุมผลบวกมีความต้านทานต่อการแตกหักมากที่สุด (510.92 ± 106.54 N) ในขณะที่กลุ่มควบคุมผลลบมีความต้านทานต่อการแตกหักต่ำที่สุด (73.88 ± 20.52 N) เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้อย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเดือยฟันทั้งสองชนิด นอกจากนี้ยังพบว่าชิ้นงานส่วนใหญ่มีรูปแบบการแตกหักแบบพังประสงค์ กล่าวโดยสรุปคือ การบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษารากและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้เมื่อเปรียบเทียบกับบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว ชิ้นงานส่วนใหญ่มีรูปแบบการแตกหักแบบพังประสงค์ และชนิดของเดือยฟันไม่ส่งผลต่อความต้านทานต่อการแตกหัก

สาขาวิชา ทันตกรรมหัตถการ

ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5975819332 : MAJOR OPERATIVE DENTISTRY

KEYWORD: Endodontically treated premolar, fiber-reinforced composite post, fractural strength, resin composite

Nadaprapai Khwanpuang :
Fractural resistance of endodontically treated upper premolar with MOD cavity restored by direct resin composite combined with fiber-reinforced composite posts. Advisor: Assoc. Prof. Chaiwat Maneenut, Ph.D.

The purpose of this study was to compare the fractural strength and fracture pattern of previously endodontically treated premolar with MOD cavity when restored with resin composite together with prefabricated fiber-reinforced composite (FRC) and novel unpolymerized fiber-reinforced composite (UPF) posts. Forty intact human maxillary premolars with single root and two canals were embedded in resin molds with simulated periodontal ligament. The specimens were divided into 5 groups: 1) Sound premolar (positive control); 2) Non-restored endodontically treated premolar with MOD cavity (negative control); 3) Endodontically treated premolar with MOD cavity restored with resin composite; 4) Endodontically treated premolar with MOD cavity restored with FRC post and resin composite; 5) Endodontically treated premolar with MOD cavity restored with UPF post and resin composite. All specimens were subjected to 500,000 cycles of cyclic loading and 20,000 cycles of thermocycling. The specimens were loaded to fracture at angle of 45 degree on palatal cusp. The sound premolar had the highest fractural strength (510.92 ± 106.54 N) while the non-restored premolar had the lowest strength (73.88 ± 20.52 N). Using the post with resin composite restoration significantly increased the strength of the tooth. However, there is no significant difference of the strength between using FRC and UPF post. Most of specimen has favorable fracture. In conclusion, fiber-reinforced composite post positively increased the fractural strength when restored endodontically treated premolar with MOD cavity using resin composite but did not affect the fractural pattern. The type of post did not affect the fractural strength of restored tooth.

Field of Study: Operative Dentistry

Student's Signature

Academic Year: 2019

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอขอบคุณ รศ.ทพ.ดร. ชัยวัฒน์ มณีนุษย์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ช่วยให้คำปรึกษา และคำแนะนำเป็นอย่างดีตลอดปีการศึกษาจนวิทยานิพนธ์สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ ขอขอบพระคุณ ผศ.ทญ.ดร. สรนันทร์ จันทรางศุ ที่ให้คำปรึกษาด้านสถิติ และขอขอบพระคุณศูนย์วิจัยและพัฒนาทันตวัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยรวมถึงเจ้าหน้าที่ทุกๆ ท่าน

นภาพระไพ ขวัญพ่วง

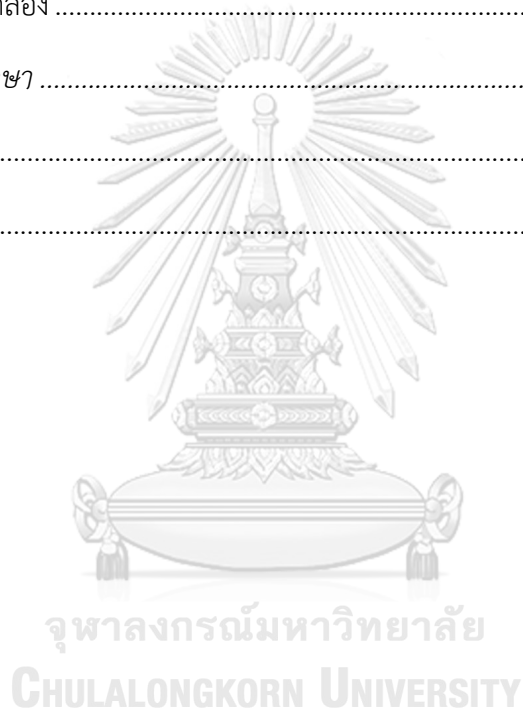


สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ง
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บรรณานุกรม.....	3
ประวัติผู้เขียน	5
บทที่ 1.....	1
บทนำ	1
ความสำคัญและที่มาของปัญหางานวิจัย.....	1
คำถามวิจัย.....	3
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	3
สมมติฐานของงานวิจัย	3
ขอบเขตของงานวิจัย	4
ข้อจำกัดของงานวิจัย	4
ข้อตกลงเบื้องต้น	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
กรอบแนวคิด	6
บทที่ 2.....	7
วรรณกรรมปริทัศน์.....	7

คุณสมบัติของฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟัน.....	7
ฟันกรามน้อยบน.....	11
การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟัน.....	12
การบูรณะแบบตรง (direct restoration).....	13
(a) การบูรณะแบบตรงด้วยอะมัลกัม.....	13
(b) การบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต.....	14
การบูรณะฟันแบบตรงร่วมกับใช้เดือยฟัน.....	16
การทำให้เสื่อมสภาพ (AGING PROCESS).....	22
การให้แรงแบบซ้ำๆ.....	23
การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ.....	23
การทดสอบความต้านทานต่อการแตกหัก.....	24
บทที่ 3.....	25
วัสดุ อุปกรณ์ วิธีการทำวิจัย.....	25
วัสดุที่ใช้ในการศึกษา.....	25
อุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา.....	26
วิธีดำเนินการวิจัย.....	27
ส่วนที่ 1 : การเลือกและเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง.....	27
ส่วนที่ 2: การเตรียมโพรงฟัน.....	31
ส่วนที่ 3: การรักษารากฟัน.....	32
การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ.....	39
บทที่ 4.....	40
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	40
ผลของการศึกษา.....	40
ขนาดของฟันที่ใช้ในการศึกษา.....	40

พินที่ใช้ในการศึกษานี้มีขนาดความสูงในแนวด้านบดเคี้ยว-ปลายรากฟันของฟันโดยรวม ความยาวของตัวฟันและรากฟัน ความกว้างของตัวฟันทั้งในแนวด้านแก้ม-ใกล้ลิ้น และในแนวใกล้กลาง-ใกล้กลาง ต่างกันไม่เกินร้อยละ 10 โดยมี ค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุด และต่ำสุด ดังแสดงในตารางที่ 3 และจากการทดสอบทางสถิติพบว่า ขนาดของฟันในแต่ละกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทางสถิติ	40
ความต้านทานต่อการแตกหัก.....	41
รูปแบบของการแตกหัก.....	42
วิเคราะห์ผลการทดลอง	44
สรุปผลการศึกษา	48
เอกสารอ้างอิง	49
ประวัติผู้เขียน	73



สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 คัดลอกจาก Mondeli และคณะ ในปี 1980(37) แสดงการลดลงของความต้านทานต่อการแตกหักของฟันกรามน้อยบน เมื่อผ่านการเตรียมโพรงฟันในลักษณะต่างๆ.....	12
ตารางที่ 2 ดัดแปลงจาก(97, 98) แสดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ระยะต่างๆ ของไฟล์นิกเกิลไททาเนียม ProTaper next (X3) และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย RelyX post เบอร์ 1 ที่ใช้ในการศึกษา.....	33
ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุด ของขนาดฟันที่ใช้ในการศึกษา มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร.....	40
ตารางที่ 4 แสดงจากตารางแสดง ค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าสูงสุด ต่ำสุดของความ.....	42
ตารางที่ 5 แสดงรูปแบบของการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม.....	43

สารบัญญภาพ

หน้า

ภาพที่ 1 คัดลอกจากการศึกษาของ Lin และคณะ ในปี 2001(28) แสดงแบบแผนของ ความเครียดในโครงข่ายทั้งสี่แบบ โดยจะพบความเครียดสะสมมากขึ้นที่แนวบรรจบตามแกน-ใกล้ ลื่นเมื่อโครงข่ายมีความลึกขึ้น โดยพบการเพิ่มขึ้นเป็นลักษณะเอกโพเนนเชียลดังแสดงในแผนภูมิ	10
ภาพที่ 2 คัดลอกจากการศึกษาของ Soares และคณะ ในปี 2008(50) แสดง Von Mises stress distribution จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ในพินกรามน้อยบนที่ได้รับแรงในสภาวะต่างๆ	15
ภาพที่ 3 คัดลอกจาก Barjau-Escribano และคณะ ในปี 2006(69) แสดงผลของการวิเคราะห์ไฟ ไนต์เอลิเมนต์แสดง Von Mises stress distribution patterns จะสังเกตได้ว่า การใช้เดือยพิน คอมโพสิตเสริมเส้นใยจะพบความเครียดสะสมบริเวณคอปพินบริเวณรอยต่อของส่วนแกนพินและ เนื้อพิน ในขณะที่การใช้เดือยพินโลหะจะพบความเครียดสะสมบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยพิน และรากพิน.....	19
ภาพที่ 4 คัดลอกจาก Barjau-Escribano และคณะในปี 2006 แสดงแบบแผนของการแตกหัก ของพินที่ใส่เดือยพิน โดยจะเริ่มจากจุดที่มีความเครียดสะสมสูง ในเดือยพินคอมโพสิตเสริมเส้นใย จะเริ่มแตกบริเวณคอปพินซึ่งเป็นรอยต่อของแกนพินและเนื้อพิน ในขณะที่เดือยพินโลหะจะเกิด การแตกตามแนวของเดือยพิน.....	20
ภาพที่ 5 แสดงการใช้โปรแกรม G*Power ในการคำนวณกลุ่มตัวอย่าง	27
ภาพที่ 6 แสดงขั้นตอนการลอกเลียนเอ็นยึดปริทันต์และการทำฐานยึดพิน	30
ภาพที่ 7 แสดงการเตรียมโครงข่ายในการศึกษา	31
ภาพที่ 8 แสดงขั้นตอนการบูรณะแบบเป็นชั้น.....	36
ภาพที่ 9 แสดงตำแหน่งของหัวกดและมุมของฐานยึดของเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด	37
ภาพที่ 10 แสดงรูปแบบของการแตกหัก.....	38
ภาพที่ 11 แสดงรูปตัวอย่างของการแตกหักของชิ้นงาน ; A:การแตกหักแบบพึงประสงค์โดยพบ การแตกหักบริเวณรอยต่อของปุ่มพินด้านลื่นและวัสดุบูรณะ B:การแตกหักแบบไม่พึงประสงค์โดย พบการแตกหักบริเวณรอยต่อของปุ่มพินด้านแก้มและของวัสดุบูรณะ	43

ภาพที่ 12 แสดงภาพถ่ายรังสีของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยหลังจากการยึดในคลองรากฟันที่ผ่านการขยายด้วยไฟล์นิกเกิลโรตารีแบบหมุน ProTaper™ Next ขนาด X3: RelyX™ Fiber Post (ซ้าย) และ everStick™ POST (ขวา)..... 47





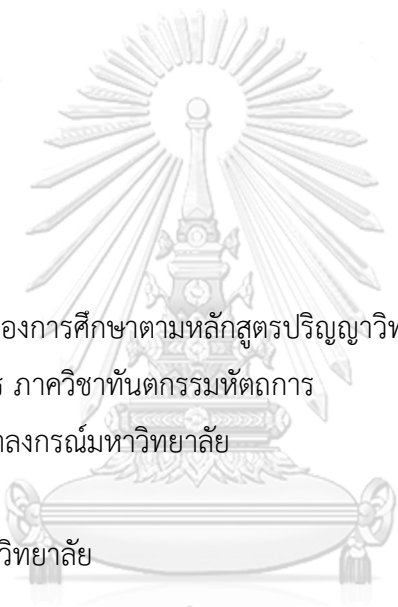
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

(วิทยานิพนธ์)

ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็ม
โอทีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยชนิดต่างๆ

นางสาวนฤภาสประไพ ขวัญพ่วง





วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมหัตถการ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บรรณานุกรม



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาวนภาประไพ ขวัญพ่วง
วัน เดือน ปี เกิด	9 พฤศจิกายน 2531
สถานที่เกิด	อุตรดิตถ์
วุฒิการศึกษา	คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

(THESIS)

Fractural resistance of endodontically treated upper premolar with MOD cavities restored by direct resin composite combined with fiber-reinforced composite posts





A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Operative Dentistry

Department of Operative Dentistry

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1

บทนำ

ความสำคัญและที่มาของปัญหาทางวิจัย

ฟันที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาแล้วมักจะมี ความแข็งแรงลดลง เนื่องจากการสูญเสีย โครงสร้างของฟันด้วยสาเหตุต่างๆ เช่น การผุ การแตกหัก การกรอเตรียมฟันเพื่อการบูรณะ (cavity preparation) และการเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟัน (access opening)(1) ความคงทนต่อการใช้งาน ของฟันเหล่านี้ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ลักษณะของซี่ฟัน ฟันคุดสบ แรงบดเคี้ยว วัสดุบูรณะ และ ปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่โดยเฉพาะการสูญเสียสันริมฟัน (marginal ridge)(2) ดังนั้น การบูรณะ ภายหลังการรักษารากฟันจึงมีความสำคัญอย่างยิ่ง(3) การบูรณะฟันที่คืนนอกจากจะช่วยป้องกันการ รั่วซึมในส่วนตัวฟัน (coronal leakage) ฟันฟรุ้งฟราว และการทำหน้าที่ของฟันแล้ว ควรจะต้อง สามารถช่วยป้องกันการแตกหักของฟันด้วย(4) จึงมีการแนะนำให้เสริมสร้างความแข็งแรงของฟันที่ ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาแล้วด้วยการใช้เดือยฟัน (post) และการปกคลุมปุ่มฟันด้วยครอบฟัน (full coverage crown) ซึ่งวิธีการดังกล่าวประสบความสำเร็จในการรักษาสูง จึงถูกใช้เป็นมาตรฐาน ในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาแล้ว(5) อย่างไรก็ตาม วิธีการบูรณะดังกล่าวมี ข้อจำกัดหลายอย่างคือ ค่าใช้จ่ายสูง ผู้ป่วยจำเป็นต้องมารักษาหลายครั้ง และมีการสูญเสียเนื้อฟัน เพิ่มขึ้นในขั้นตอนการเตรียมฟันเพื่อทำครอบฟัน

ปัจจุบัน ได้มีการพัฒนาคุณสมบัติของวัสดุบูรณะแบบตรง (direct restoration) และระบบ สารยึดติด (adhesive system) ให้ดียิ่งขึ้น ซึ่งทำให้หลักการทันตกรรมแบบอนุรักษ์ (minimal invasive dentistry) เข้ามามีบทบาทในทางทันตกรรม หลักการดังกล่าวได้รับการสนับสนุนจาก การศึกษาซึ่งพบว่า การรักษาเนื้อฟันที่มีสภาพดีไว้ช่วยเพิ่มความสำเร็จของการรักษา และลดโอกาส การแตกหักในฟันที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาแล้ว(6) ดังนั้น ในกรณีที่มีเนื้อฟันเหลือเพียงพอที่จะ ช่วยในการยึดอยู่ของวัสดุบูรณะ การบูรณะแบบตรงร่วมกับระบบสารยึดติดจึงเป็นที่ยอมรับ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในฟันกรามน้อยบน ซึ่งเป็นฟันที่พบว่ามีอุบัติการณ์ในการแตกหักเป็นลำดับต้นๆ(7) เนื่องจากมักได้รับแรงบดเคี้ยวที่เป็นแรงเฉือน(8, 9) รวมถึงลักษณะทางกายวิภาคที่มีปุ่มฟันขนาดใหญ่ มีความชันของปุ่มฟันมาก และมีรากฟันที่แบนและบางเมื่อเทียบกับส่วนตัวฟัน(10) Mannocci และ

คณะ ในปี 2002(11) พบว่า ความสำเร็จในการรักษาของฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟัน มาแล้วและมีโพรงฟันแบบที่ 2 (class II cavity) ด้วยครอบฟัน ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย (fiber-reinforced composite post) เมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 3 ปี และจากงานวรรณกรรมปริทัศน์แบบเป็นระบบ (systemic review) ที่มีอยู่ในปัจจุบัน ก็ยังไม่มีข้อมูลเพียงพอที่จะสรุปว่า การบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วด้วยครอบฟันมีความสำเร็จสูงกว่าการบูรณะด้วยวัสดุบูรณะแบบตรง(12, 13) อีกทั้งยังสอดคล้องกับการศึกษาในห้องปฏิบัติการที่พบว่า การบูรณะแบบปกคลุมปุ่มฟันในฟันกรามน้อยไม่จำเป็นต้องทำในทุกกรณีแม้ว่าจะมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี (MOD cavity) ซึ่งมีการสูญเสีย สันริมฟันถึงสองตำแหน่ง(14, 15)

ในส่วนของการใช้เดือยฟันร่วมในการการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วนั้น เดือยฟันคอมโพสิตชนิดเสริมเส้นใยได้รับความนิยมมากในปัจจุบัน เนื่องจากมีข้อดีหลายประการคือ ลดขั้นตอนการขึ้นรูปขึ้นงานในห้องปฏิบัติการ มีความสวยงามมากกว่าเดือยฟันโลหะ รื้อออกได้ง่าย หากจำเป็นต้องรักษารากฟันซ้ำ(16) และมีผลสำเร็จในการรักษาสูง เนื่องจากการคุณสมบัติแบบไบโอไมเมติก (biomimetic behavior) ซึ่งเกิดจากการที่ตัวเดือยมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน(17) ทำให้สามารถกระจายแรงบิดเคี้ยวไปตามแกนตามยาวของฟันได้ดี จึงสามารถเสริมสร้างความแข็งแรงของฟันขึ้นมาได้(18, 19) ฟันกรามน้อยที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีที่ผ่านการรักษารากฟันมาแล้ว เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะมีความต้านทานต่อการแตกหักที่มากกว่า และมีการโค้งงอของปุ่มฟัน (cuspal deflection) ที่ต่ำกว่า เมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว(5, 15)

ทั้งนี้ เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่นิยมใช้ในปัจจุบันมักเป็นรูปแบบสำเร็จรูป (prefabricated) ซึ่งในบางกรณี ขนาดและรูปร่างของเดือยฟันไม่พอดีกับคลองรากฟัน ทำให้จำเป็นต้องตกแต่งคลองรากส่วนปลายโดยการกำจัดเนื้อฟันบางส่วนออก หรือมีช่องว่างบริเวณส่วนต้นของคลองรากฟัน และต้องทดแทนพื้นที่ว่างดังกล่าวด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีความแข็งแรงต่ำ ซึ่งเมื่อได้รับแรงกระทำอาจเกิดการล้มเหลวเนื่องจากการแตกหักของชั้นซีเมนต์(20) ดังนั้น เพื่อแก้ไขข้อด้อยดังกล่าว จึงมีการคิดค้นเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว (unpolymerized glass fiber post) ทำให้ทันตแพทย์สามารถปรับแต่งรูปร่างให้พอดีกับคลองรากฟันของฟันแต่ละซี่ได้ ก่อนที่จะบ่มตัวและยึดด้วยเรซินซีเมนต์ ซึ่งจะทำให้เกิดความแนบสนิทต่อผนังคลองรากฟันและลดการกำจัดเนื้อฟันโดยไม่จำเป็นในกระบวนการเตรียมฟันที่สำหรับเดือยฟันได้

จากข้อมูลต่างๆ ที่กล่าวมาข้างต้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็ม

โอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว

คำถามวิจัย

ชนิดของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักและรูปแบบของการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันมาแล้วและบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงหรือไม่

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว
2. เพื่อเปรียบเทียบรูปแบบการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตโดยร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว

สมมติฐานของงานวิจัย

1. สมมติฐานหลัก (H0): ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

สมมติฐานรอง (H1): ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟัน รากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือย ฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ ยังไม่ได้รับการบ่มตัว มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

2. สมมติฐานหลัก (H0): รูปแบบการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟัน และมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟัน คอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยัง ไม่ได้รับการบ่มตัว ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

สมมติฐานรอง (H1): รูปแบบการแตกหักของฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคอลงรากฟัน มาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือย ฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ ยังไม่ได้รับการบ่มตัว มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

ขอบเขตของงานวิจัย

การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ข้อจำกัดของงานวิจัย

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ จึงอาจไม่สามารถจำลองสถานการณ์ที่เกิดขึ้นจริงในทางคลินิกได้ทั้งหมด เช่น ขนาดและทิศทางของแรงบดเคี้ยว เวลาของการใช้งาน การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ ความเป็นกรด-ด่าง และการได้รับสารเคมี เป็นต้น

ข้อตกลงเบื้องต้น

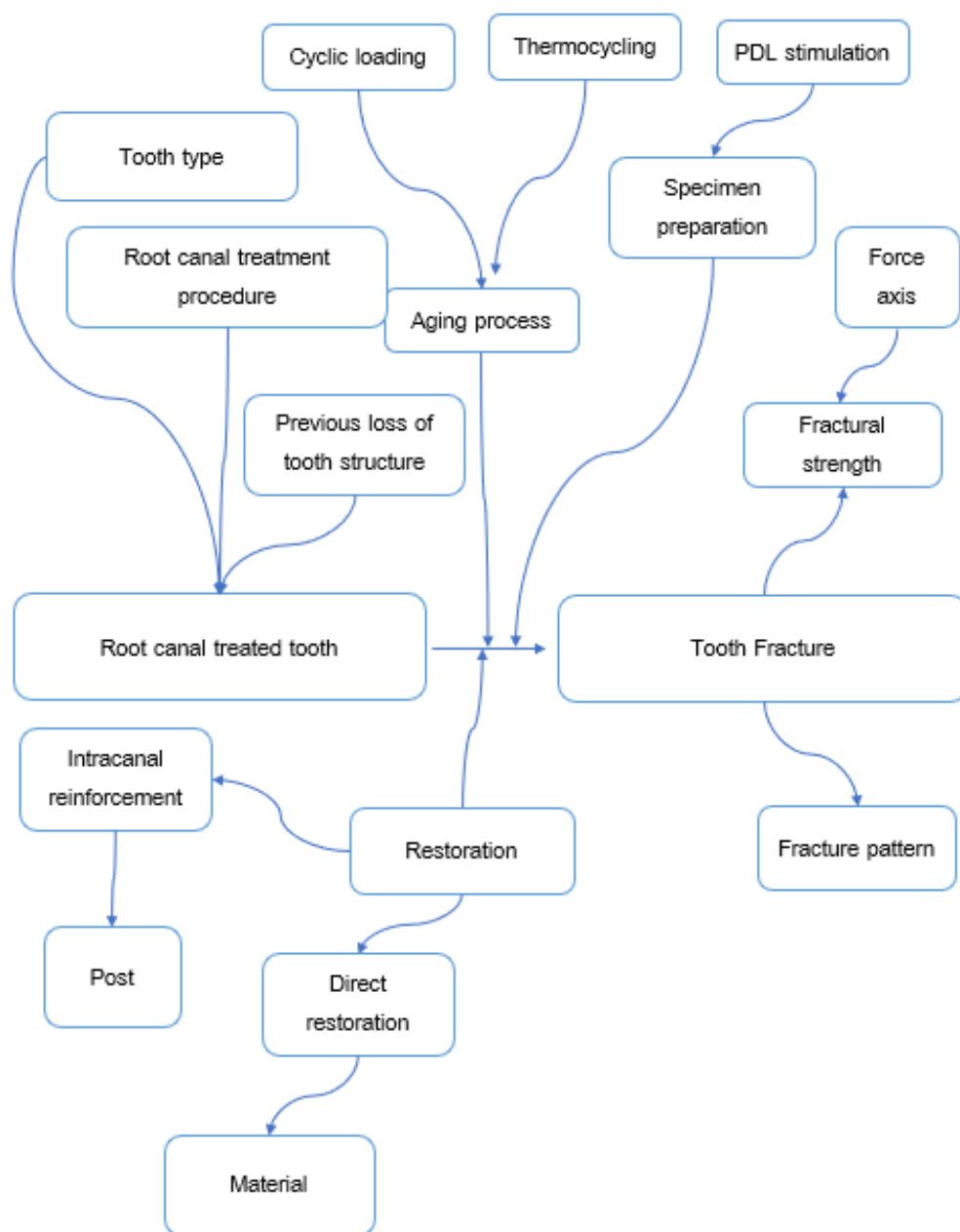
1. ผู้ทำการวิจัยได้รับการฝึกฝนจนชำนาญในการทำการวิจัย
2. การใช้วัสดุ และอุปกรณ์ในการศึกษาเป็นไปตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ผลจากการศึกษานี้สามารถนำไปประกอบการตัดสินใจในการเลือกชนิดของเตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ในกรณีที่ต้องการบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษารากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอต์ด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย



กรอบแนวคิด



บทที่ 2

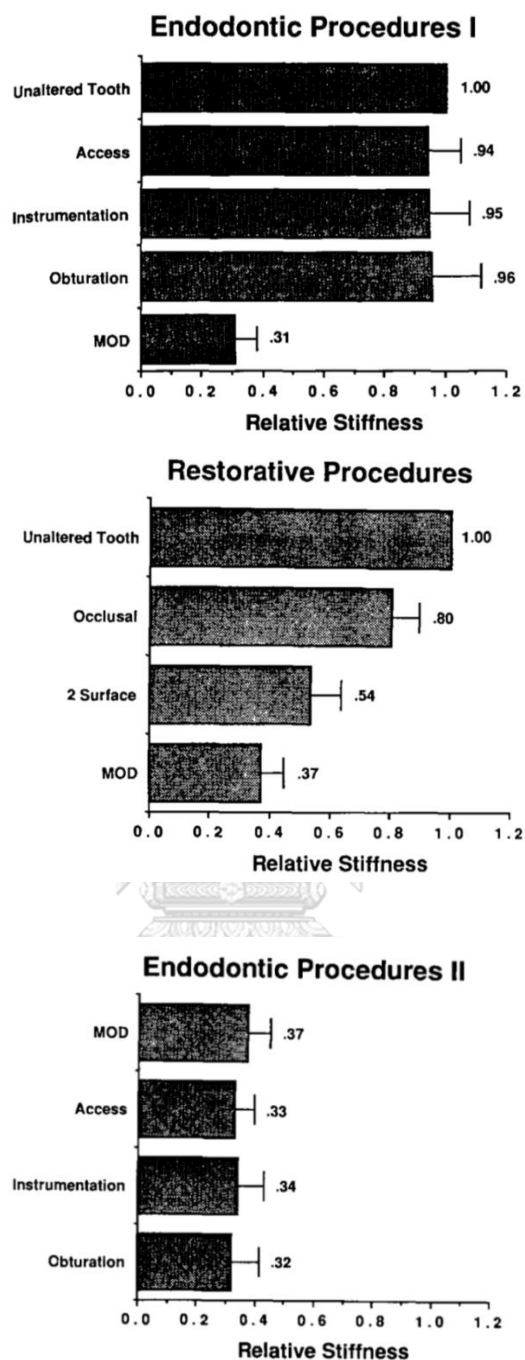
วรรณกรรมปริทัศน์

จากการศึกษาวรรณกรรมปริทัศน์เกี่ยวกับความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยชนิดต่างๆ ผู้วิจัยได้เรียบเรียงและนำเสนอวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องดังนี้

คุณสมบัติของฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟัน

ในอดีตที่ผ่านมา มีแนวคิดที่ว่า ฟันที่สูญเสียความมีชีวิตหรือผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้ว จะมีความเปราะมากกว่าฟันปกติเนื่องจากการสูญเสียน้ำในเนื้อฟัน และการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของเส้นใยคอลลาเจนในเนื้อฟัน(21, 22) อย่างไรก็ตามแนวคิดดังกล่าวได้เปลี่ยนไป เนื่องจาก Sedgley และ Messer ในปี 1992(23) พบว่า เนื้อฟันบริเวณรากฟันของฟันปกติมีความแข็งแรงมากกว่าฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ในขณะที่มีคุณสมบัติเชิงกลอื่นๆ (mechanical properties) ไม่แตกต่างกัน และการสูญเสียน้ำและการรักษาคลองรากฟันไม่ส่งผลต่อคุณสมบัติเชิงกลของฟัน (24)

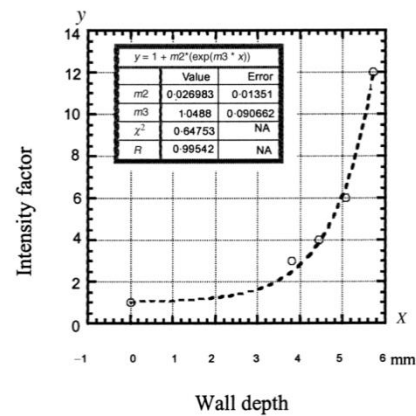
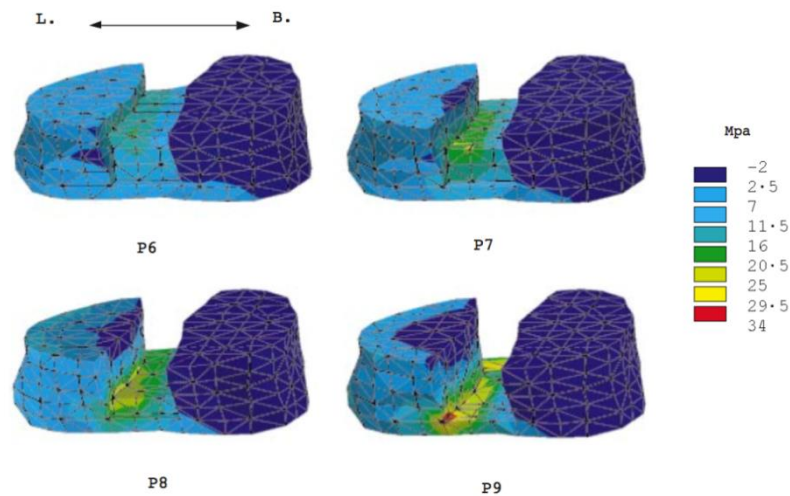
อย่างไรก็ตาม ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันอาจมีความแข็งแรงน้อยกว่าฟันปกติ สาเหตุส่วนใหญ่มาจากการสูญเสียโครงสร้างฟันก่อนที่จะได้รับการรักษาคลองรากฟัน เช่น การผุ การแตกหัก และการเตรียมโพรงฟันเพื่อการบูรณะ มากกว่าการสูญเสียเนื้อฟันในระหว่างการรักษาคลองรากฟัน โดยพบว่า มีการสูญเสียความแข็งตึง (stiffness) ของฟันกรามจากการเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันเพียงร้อยละ 5 เมื่อเทียบกับฟันปกติ และอีกเพียงร้อยละ 5 ในขั้นตอนการรักษาคลองรากฟันอื่นๆ ในขณะที่การเตรียมโพรงฟันเพื่อการบูรณะแบบเอ็มโอดี จะมีการสูญเสียความแข็งตึงมากกว่าร้อยละ 60 จึงอาจกล่าวได้ว่า การสูญเสียสันริมฟัน (marginal ridge) น่าจะมีผลมากที่สุดต่อความแข็งแรงของฟัน (25)



แผนภูมิที่ 1 คัดลอกจาก Reeh และคณะ ในปี 1989(25) แสดงการลดลงของความแข็งตึงของฟันจากกระบวนการทางการบูรณะฟันและการรักษาคลองรากฟัน

Panitvisai และ Messer ในปี 1995(26) พบว่า การเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันภายหลังการเตรียมโพรงฟันแบบโอเอเอ็มและเอ็มโอดี ส่งผลให้เกิดการโค้งงอของปุ่มฟัน (cuspal deflection)

เพิ่มขึ้นถึง 2 และ 3 เท่าตามลำดับ ซึ่งเป็นผลมาจากการเพิ่มความลึกของโพรงฟัน การโค้งงอดังกล่าวจะทำให้เกิดความเค้นภายในเนื้อฟันและนำไปสู่การแตกหักได้(27) ผลการศึกษาดังกล่าวสนับสนุนโดยการศึกษาของ Lin และคณะ ในปี 2001(28) ซึ่งพบว่า การเพิ่มความลึกของโพรงฟันส่งผลอย่างยิ่งต่อการสะสมความเครียดบริเวณแนวบรรจบตามแกน-ใกล้ลิ้น (axio-lingual line angle) และทำให้เพิ่มความเสี่ยงต่อการแตกหัก โดยเฉพาะการแตกหักในรูปแบบที่ไม่พึงประสงค์ (unfavorable fracture) ซึ่งมีการแตกหักของฟันลงไปต่ำกว่าระดับของกระดูกที่ห่อหุ้มฟัน (alveolar bone) ในทำนองเดียวกัน González-López และคณะ ในปี 2011(29) พบว่า ความกว้างของโพรงฟันมีผลต่อการโค้งงอของปุ่มฟันน้อยกว่าเมื่อเทียบกับความลึก การรักษาสันริมฟันไว้จึงเป็นเรื่องที่สำคัญมากต่อการป้องกันการแตกหักของฟัน ดังนั้น การเปิดทางเข้าสู่โพรงประสาทฟันแบบอนุรักษ์ โดยพยายามเก็บผนังตามแกนด้านใกล้กลางและไกลกลางไว้ในฟันกรามน้อยบนที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอตี จะช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหัก เพราะเมื่อไม่มีสันริมฟันช่วยยึดปุ่มฟันไว้ด้วยกันแล้ว ปุ่มฟันจะประพฤติตนเป็นคานยื่น (cantilever beam) ซึ่งมีจุดหมุนอยู่ที่พื้นโพรงฟัน เมื่อโพรงฟันมีความลึกมาก โดยเฉพาะจากการเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟัน ก็จะทำให้เกิดการโค้งงอของปุ่มฟันได้มากเมื่อได้รับแรง และทำให้เกิดความเค้นมากบริเวณคอฟัน ด้วยเหตุนี้ปริมาณของเนื้อฟันบริเวณคอฟันจึงมีความสำคัญ ซึ่งนอกจากจะช่วยเพิ่มการยึดติด (retention) และ การคงอยู่ (resistance) บริเวณคอฟันแล้ว ยังช่วยลดความเครียดแรงดึงบริเวณดังกล่าว (cervical tensile stress)(30) สนับสนุนโดยการศึกษาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element) ซึ่งพบว่า ในฟันกรามน้อยบนซึ่งผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีจะเกิดความเครียดสะสมมากเมื่อได้รับแรงในบริเวณคอฟัน และมักเป็นจุดเริ่มต้นของการแตกหักในเวลาต่อมา(31)



ภาพที่ 1 คัดลอกจากการศึกษาของ Lin และคณะ ในปี 2001(28) แสดงแบบแผนของความเครียดในโพรงฟันทั้งสี่แบบ โดยจะพบความเครียดสะสมมากขึ้นที่แนวบรรจบตามแกน-ใกล้ลิ้นเมื่อโพรงฟันมีความลึกขึ้น โดยพบการเพิ่มขึ้นเป็นลักษณะเอกโพเนนเชียลดังแสดงในแผนภูมิ

นอกจากสาเหตุที่กล่าวมาข้างต้นแล้วยังพบว่า การสูญเสียความมีชีวิตของฟันจะทำให้สูญเสียเมคาโนรีเซพเตอร์ (mechanoreceptor) ในการรับรู้แรงกัด เนื่องจากรีเซพเตอร์ดังกล่าวเกี่ยวข้องกับ การเคลื่อนตัวของน้ำในหลอดฝอยในเนื้อฟัน (dentinal tubule) ร่วมกับการเพิ่มขึ้นของแรงดันในโพรงประสาทฟัน จึงทำให้ฟันที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาแล้วเกิดการสูญเสียกลไกการป้องกันตนเอง (protective mechanism) และอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้พบการแตกหักของฟันที่ผ่านการรักษารากฟันแล้วบ่อยครั้ง(32) นอกจากนี้ ปัจจัยอื่นๆ เช่น น้ำยาล้างคลองราก และยาที่ใส่ในคลองรากฟัน

ยังส่งผลต่อคุณสมบัติทางกลของฟันด้วยเช่นกัน กล่าวคือ คลอเฮ็กซีดินร้อยละ 2 และ โซเดียมไฮโปคลอไรต์ร้อยละ 1 ทำให้เกิดการลดความแข็งผิวระดับจุลภาค (microhardness) ของเนื้อฟันบริเวณ รากฟัน ที่ระยะ 500 และ 1,000 ไมโครเมตร จากผิวภายในคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อใช้ล้าง เป็นระยะเวลา 15 นาที(33) นอกจากนี้ยังพบว่า แคลเซียมไฮดรอกไซด์ลดความทนแรงดัด (flexural strength) ของเนื้อฟันที่รากฟันอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตาม ผลดังกล่าวเกิดขึ้นเพียงระยะเวลาหนึ่ง (self-limiting) และเกิดขึ้นเพียงพื้นผิวบริเวณชั้นนอกเท่านั้น(34)

ฟันกรามน้อยบน

ฟันที่ผ่านการรักษารากฟันมักมีการแตกหักเมื่อไม่ได้รับการบูรณะที่เหมาะสมมักเกิดความ ล้มเหลวจากการแตกหัก ฟันกรามน้อยบนเป็นหนึ่งในฟันที่พบอุบัติการณ์ของการแตกหักของปุ่มฟัน มากที่สุด(7) และยังพบรายงานการเกิดรากแตกในแนวตั้ง (vertical root fracture) มากเป็นลำดับ ตันๆ (35, 36) ทั้งนี้อาจเกิดจากลักษณะทางกายวิภาคของฟันที่มีปุ่มฟันขนาดใหญ่และชัน การมีราก ฟันที่แบนบาง (ความกว้างของรากฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางน้อยเมื่อเทียบกับแนวใกล้แก้ม-ใกล้ ลิ้น) และการเว้าทางด้านประชิดของรากฟัน (proximal root invagination) แตกต่างจากฟันกราม น้อยล่าง ซึ่งมักมีรากฟันลักษณะกลม และมีปุ่มฟันขนาดเล็กกว่า(10) จากการศึกษาพบว่า ฟันกราม น้อยบนที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอที ที่กว้างหนึ่งในสามของระยะระหว่างปุ่มฟันใกล้แก้มและใกล้ลิ้นและ มีความลึก 2.5 มิลลิเมตร มีความต้านทานต่อการแตกหักลดลงเหลือเพียงร้อยละ 43 เมื่อเทียบกับฟัน ปกติดังแสดงในตารางที่ 1(37) และในการศึกษาย้อนหลัง (retrospective study) ในฟันหลังที่ผ่าน การรักษาคคลองรากฟันมาแล้วและบูรณะด้วยอะมัลกัมโดยไม่ปกคลุมปุ่มฟันพบว่า ฟันกรามน้อยบนมี อัตราการคงทนต่ำที่สุด(38) นอกจากนี้ แรงบดเคี้ยวยังเป็นสาเหตุสำคัญนอกเหนือจากปัจจัยทางด้าน กายวิภาค เนื่องจากแรงบดเคี้ยวที่ฟันกรามน้อยได้รับแม้จะน้อยกว่าฟันกราม แต่เป็นแรงเฉือน(22, 39) จึงอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้มักพบการแตกหักของปุ่มฟัน โดยเฉพาะปุ่มฟันด้านลิ้นของฟันกรามน้อย บน(40)

Control	Condition									Tukey 1%
	Class I			Class II—MO			Class II—MOD			
	¼	½	¾	¼	½	¾	¼	½	¾	
140.8 (14.94)	125.2 (10.6)	85.4 (6.6)	67.5 (3.6)	117.2 (13.4)	67.9 (5.3)	60.9 (2.2)	86.4 (8.4)	61.0 (5.2)	51.2 (6.6)	15.00

ตารางที่ 1 คัดลอกจาก Mondeli และคณะ ในปี 1980(37) แสดงการลดลงของความต้านทานต่อการแตกหักของฟันกรามน้อยบน เมื่อผ่านการเตรียมโพรงฟันในลักษณะต่างๆ

การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟัน

เพื่อป้องกันการแตกหักและช่วยเพิ่มความแข็งแรงของฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟัน การบูรณะแบบปกคลุมปุ่มฟันจึงมีความจำเป็น(39) อย่างไรก็ตาม การตัดสินใจเตรียมฟันเพื่อปกคลุมปุ่มฟันนั้นอาจจำเป็นต้องพิจารณาถึงความรุนแรงของการสูญเสียเนื้อฟัน และแรงที่มากกระทำต่อฟันซึ่งดังกล่าว จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่า การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่รักษาคลองรากฟันแล้วด้วยวิธีไม่ปกคลุมปุ่มฟันร่วมกับระบบสารยึดติดสามารถทำได้ในกรณีที่ฟันดังกล่าวมีการสบฟันปกติ(41)

Scotti และคณะ ในปี 2013(15) ได้ทำการศึกษาฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีพบว่า ในกรณีที่ฟันนี้โดยรอบโพรงฟันที่เหลืออยู่มีความหนามากกว่า 2 มิลลิเมตร การบูรณะฟันแบบไม่ปกคลุมปุ่มฟันด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตร่วมกับการใส่เดือยคอมโพสิตเสริมเส้นใยให้ความแข็งแรงเพียงพอ ในขณะที่ถ้าผนังรอบโพรงฟันที่เหลืออยู่มีความหนาน้อยกว่า 2 มิลลิเมตร ควรบูรณะด้วยการปกคลุมปุ่มฟัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Mohammadi และคณะ ในปี 2009 ที่พบว่า ในกรณีที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีที่เป็นอุดมคติ (ตามการศึกษาใช้ความกว้างของแนวใกล้กลางและไกลกลาง 4 มิลลิเมตร และมีความหนาของปุ่มฟันบริเวณจุดประสงค์ของฟันอย่างน้อย 2.5 มิลลิเมตร) ไม่มีความจำเป็นต้องปกคลุมปุ่มฟัน(14) สนับสนุนโดยการศึกษาทางคลินิกซึ่งพบว่า ผลสำเร็จของการบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และมีโพรงฟันแบบที่ 2 ไม่แตกต่างจากการใส่ครอบฟันเมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 3 ปี(11)

นอกจากนี้ จากงานวรรณกรรมปริทัศน์อย่างเป็นระบบพบว่า ปัจจัยที่ส่งผลต่อความสำเร็จระยะยาวของการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้ว คือการรักษาเนื้อฟันที่มีสภาพดีไว้ให้มากที่สุด โดยเฉพาะเนื้อฟันส่วนคอฟันซึ่งจะเป็นส่วนที่ทำให้เกิดเฟอร์รูลเอฟเฟคต์ (ferrule effect) (42) การศึกษาดังกล่าวได้เสนอแนะให้ใช้ระบบสารยึดติดทั้งในส่วนของรากฟันและตัวฟันเพื่อช่วย

เสริมสร้างความแข็งแรงของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ และเพื่อให้เกิดการยึดอยู่และความคงทนของวัสดุบูรณะฟัน และสุดท้ายคือการเลือกใช้เดือยฟันที่มีคุณสมบัติเชิงกลที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน

การบูรณะแบบตรง (direct restoration)

การบูรณะฟันโดยไม่ปกคลุมปุ่มฟันสามารถทำได้ทั้งแบบตรงและแบบอ้อม (indirect restoration) การบูรณะฟันแบบตรงเป็นวิธีที่ได้รับความนิยม เนื่องจากเป็นวิธีที่สูญเสียเนื้อฟันน้อยกว่า เสียค่าใช้จ่ายน้อยกว่า ผู้ป่วยมาเพียงครั้งเดียว และไม่จำเป็นต้องใช้วัสดุบูรณะชั่วคราว(43) จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่า การเตรียมโพรงฟันเพื่อการบูรณะแบบไม่ปกคลุมปุ่มฟันโดยอ้อมทำให้เกิดการสูญเสียเนื้อฟันมากกว่าเนื่องจากการเตรียมโพรงฟันจำเป็นต้องขยายออกสู่ด้านบนเพื่อให้สามารถใส่ชิ้นงานได้ ส่งผลให้มีความต้านทานต่อการแตกหักลดลง(44, 45) โดยเมื่อได้รับแรงจะพบความเครียดสะสมบริเวณคอฟันมาก และมีการกระจายแรงที่ขนานกับแกนตามยาวฟันน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการบูรณะฟันแบบไม่ปกคลุมปุ่มฟันโดยตรง(31)

(a) การบูรณะแบบตรงด้วยอะมัลกัม

อะมัลกัมเป็นวัสดุบูรณะที่ใช้มายาวนาน และมีการศึกษาจำนวนมากที่แสดงถึงผลสำเร็จในระยะยาวของการใช้เป็นวัสดุบูรณะในฟันหลัง(46, 47) อย่างไรก็ตาม ข้อเสียที่สำคัญของของอะมัลกัม คือการทำให้ฟันสูญเสียความแข็งแรงจากการเตรียมโพรงฟัน และวัสดุไม่สามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้(38)

ในกรณีที่ไม่มีการปกคลุมปุ่มฟัน เมื่อมีแรงกระทำต่ออะมัลกัมในโพรงฟันแบบเอ็มโอตี จะทำให้เกิดแรงคล้ายลิ้ม (wedging effect) ระหว่างปุ่มฟันสองปุ่ม ซึ่งเกิดจากการที่ตัววัสดุไม่สามารถเกิดการยึดติดกับโครงสร้างฟัน และสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างเมื่อได้รับแรง จึงทำให้เกิดการส่งผ่านความเครียดสะสมไปยังเนื้อฟัน ส่งผลให้เกิดการแตกหักขึ้น จึงเป็นสาเหตุให้ทำให้ฟันที่บูรณะด้วยอะมัลกัมมีความต้านทานต่อการแตกหักต่ำเมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยระบบสารยึดติด(45) จากการศึกษาย้อนหลังในฟันหลังที่ผ่านการรักษาคอนโรกฟันมาแล้ว และบูรณะด้วยอะมัลกัมโดยไม่ปกคลุมปุ่มฟัน พบว่าฟันกรามน้อยบนมีอัตราการคงทนต่ำที่สุด โดยพบว่ามี การแตกหักของปุ่มฟันร้อยละ 28, 57 และ 73 ใน 3 ปี 10 ปี และ 20 ปี ตามลำดับ(38) การศึกษานี้จึงสรุปว่า การบูรณะด้วยอะมัลกัมแบบไม่ปกคลุมปุ่มฟัน ฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคอนโรกฟันแล้วนั้นไม่เหมาะสม(38) สนับสนุน โดยการศึกษาในห้องปฏิบัติการซึ่งพบว่า การบูรณะด้วยอะมัลกัมในฟันกรามน้อยที่

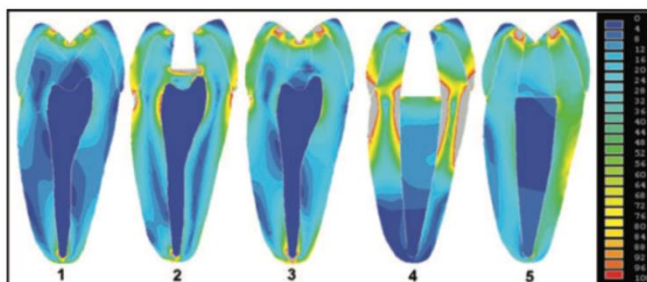
ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีโดยไม่ปกคลุมปุ่มฟัน ให้ค่าความต้านทานต่อการแตกหักต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยวัสดุอื่นๆ ร่วมกับระบบสารยึดติด และพบว่า การแตกมักจะเป็นในรูปแบบที่ไม่พึง(31, 45) สนับสนุนโดยการศึกษาจากไฟไนต์เอลิเมนต์ ที่พบเกิดความเครียดสะสมมากบริเวณผนังของโพรงฟันเมื่อบูรณะด้วยวิธีดังกล่าว สอดคล้องกับการศึกษาอื่นๆ ที่พบว่า การบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วด้วยอะมัลกัม จะช่วยเพิ่มความทนทานต่อการแตกหักก็ต่อเมื่อมีการปกคลุมปุ่มฟันทุกปุ่ม(48) จึงมีความพยายามใช้สารยึดติดร่วมกับการบูรณะด้วยอะมัลกัม แต่ Ausielo และคณะ ในปี 1997(49) พบว่าถึงแม้การใช้ระบบสารยึดติดร่วมกับอะมัลกัมช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักในฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตีเมื่อเปรียบเทียบกับ การบูรณะด้วยอะมัลกัมเพียงอย่างเดียว แต่ความต้านทานต่อการแตกหักยังต่ำกว่าการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับระบบสารยึดติด จึงอาจกล่าวได้ว่า การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันด้วยอะมัลกัมแบบไม่ปกคลุมปุ่มฟันไม่เหมาะสม เนื่องจากไม่ช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงของฟัน และเนื่องจากฟันกรามน้อยบนอยู่ในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงาม ซึ่งสีของอะมัลกัมอาจส่องผ่านออกมา หรือมีผลผลิตจากการกัดกร่อน (corrosion product) อาจทำให้ฟันเปลี่ยนสีได้ จึงเป็นข้อควรคำนึงในการบูรณะ

(b) การบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต

วัสดุบูรณะฟันชนิดเรซินคอมโพสิตได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายเนื่องจากให้ความสวยงาม มีคุณสมบัติเชิงกลที่ยอมรับได้ และความสามารถในการเสริมสร้างความแข็งแรงของฟันเมื่อใช้ร่วมกับระบบสารยึดติด(38, 45) การยึดติดที่ดีระหว่างเรซินคอมโพสิตและฟัน รวมถึงการมีค่าโมดูลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน ทำให้เกิดการส่งผ่านและกระจายความเครียดจากแรงในการบดเคี้ยวได้ดี(50) ส่งผลให้การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงสามารถเสริมสร้างความแข็งแรงของฟันขึ้นมาได้(45)

จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า การมีโพรงฟันแบบเอ็มโอตี และการสูญเสียเนื้อฟันจากกระบวนการรักษาคลองรากฟันทำให้เกิดความเครียดสะสมบริเวณเนื้อฟันด้านในของโพรงฟันและรากฟัน ซึ่งสัมพันธ์กับการเกิดการแตกหักเสียหายของฟันเมื่อได้รับแรงดังแสดงในภาพที่ 2 รูปที่ 2 และ 4 เมื่อได้รับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแล้วพบว่า การกระจายตัวของความเครียดมีความ

สม่ำเสมอขึ้น และไม่พบการสะสมของความเค้นบริเวณเนื้อฟันด้านในดังแสดงใน ภาพที่ 2 รูปที่ 3 และ 5(50) ซึ่งเกิดจากความสามารถในการกระจายแรง และ เสริมสร้างความต้านทานต่อการแตกหัก ในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต



ภาพที่ 2 คัดลอกจากการศึกษาของ Soares และคณะ ในปี 2008(50) แสดง Von Mises stress distribution จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ในฟันกรามน้อยบนที่ได้รับแรงในสภาวะต่างๆ

รูปที่ 1 แสดงถึงฟันกรามน้อยบนในภาวะปกติ

รูปที่ 2 ฟันกรามน้อยบนที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี

รูปที่ 3 ฟันกรามน้อยบนที่มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีและได้รับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรง

รูปที่ 4 ฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้ว มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี

รูปที่ 5 ฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้ว มีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี และได้รับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต

อย่างไรก็ตามการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงมีข้อดีคือ การบูรณะให้มีด้านประชิดที่ดี การแต่งรูปร่างและขัดแต่งทำได้ยากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับ การบูรณะโดยอ้อม(45) การบูรณะจึงขึ้นกับความชำนาญและประสบการณ์ของทันตแพทย์ และข้อดีที่สำคัญคือการหดตัวเนื่องมาจากเกิดโพลิเมอร์ (polymerization shrinkage)(38, 51)

จากการศึกษาทางคลินิกพบว่า การบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบที่ 2 ด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงพบการแตกหักของฟันที่น้อยกว่าการบูรณะด้วยอะมัลกัม แต่มักพบความล้มเหลวเนื่องจากการเกิดฟันผุแบบทุติยภูมิ (secondary caries)(52) นอกจากนี้ Mannocci และคณะในปี 2002 ได้ศึกษาทางคลินิกเปรียบเทียบการบูรณะแบบตรงในฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบที่ 2 ด้วยเรซินคอมโพสิต ทั้งในกรณีที่ไม่ใส่และไม่ใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และการบูรณะด้วยครอบฟันเซรามิคผสมโลหะ จากนั้นจึงติดตามผลเป็นระยะเวลา 3 ปีพบว่า อัตราการอยู่รอดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ(11)

การบูรณะฟันแบบตรงร่วมกับใช้เดือยฟัน

เดือยฟัน คือวัสดุทางทันตกรรมที่ใส่ลงไปใต้อุปกรณ์ครอบฟัน ซึ่งอาจเป็นโลหะหล่อผสม เซรามิก หรือ คอมโพสิตเสริมเส้นใย ที่มีลักษณะที่พอดีกับคลองรากฟัน เมื่อใช้ร่วมกับการก่อแกนฟัน จะทำให้เกิดการยึดอยู่และการต้านทานต่อการหลุดของครอบฟัน(53) วัตถุประสงค์หลักของเดือยฟันคือ ช่วยในการยึดอยู่ของแกนฟันในส่วนตัวฟันในกรณีที่ฟันซี่ดังกล่าวมีการสูญเสียเนื้อฟันไปมาก(54) เดือยฟันที่ดีควรจะช่วยกระจายแรงและส่งผ่านความเครียดสะสมไปยังฟันในปริมาณน้อย ให้การยึดอยู่ที่เพียงพอต่อวัสดุก่อแกนฟัน และสามารถรื้อออกได้ง่ายเมื่อมีความจำเป็น(19)

เนื่องจากปัจจัยหลักที่ควรพิจารณาในการใส่เดือยฟันคือเนื้อฟันที่เหลืออยู่ และการใช้งานในฟันซี่ดังกล่าว จึงทำให้ความจำเป็นในการใส่เดือยฟันแตกต่างกันไป ในวรรณกรรมปริทัศน์นี้จะขอกกล่าวถึงในส่วนของฟันกรามน้อยบน

การพิจารณาใส่เดือยฟันในฟันกรามน้อยบนถือว่าทำหยาบต่อการตัดสินใจของทันตแพทย์ เนื่องจากลักษณะทางกายวิภาคส่วนตัวฟันเมื่อเปรียบเทียบกับฟันหน้าพบว่ามีความหนาและความแข็งแรงมากกว่า จึงอาจมีความจำเป็นในการใส่เดือยฟันน้อยกว่า อย่างไรก็ตามเนื่องจากมีโพรงประสาทฟันเล็ก (small pulp chamber) จึงทำให้ส่วนใหญ่แล้ว ฟันกรามน้อยมีความต้องการในการใส่เดือยฟันมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับฟันกราม เนื่องจากเนื้อฟันที่เหลืออยู่อาจไม่เพียงพอในการยึดติดของวัสดุก่อแกนฟัน(55) Ferrari และคณะ ในปี 2012 ได้ศึกษาทางคลินิกในการบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันด้วยครอบฟันเซรามิกผสมโลหะพบว่า ในกรณีที่เหลือเนื้อฟัน 3 และ 4 ด้าน การใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยไม่ส่งผลต่อความสำเร็จ ในขณะที่เมื่อเหลือเนื้อฟันน้อยกว่า 3 ด้าน การใส่เดือยฟันจึงจะมีผลในการลดความล้มเหลวของการรักษาอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 6 ปี(56) การศึกษานี้ได้รับการยืนยันจากวรรณกรรมปริทัศน์อย่างเป็นระบบและพบเช่นกันว่า เมื่อเหลือเนื้อฟัน 4 และ 3 ด้าน การใส่เดือยฟันอาจไม่ส่งผลต่อความสำเร็จในการรักษา(57)

ชนิดของเดือยฟัน

1. เดือยฟันโลหะ

เดือยฟันโลหะมีการใช้กันอย่างแพร่หลายเป็นระยะเวลานาน เนื่องจากมีความแข็งแรงสูง และคาดหวังว่าจะสามารถเสริมสร้างความแข็งแรงให้ฟันได้ (58) อย่างไรก็ตามเดือยฟันโลหะมีข้อด้อย ซึ่งนอกเหนือจากในแง่ของความสวยงามแล้ว พบว่าการใส่เดือยฟันโลหะทำให้ฟันมีความอ่อนแอมากขึ้นจากการเตรียมคลองรากฟันสำหรับการใส่เดือย โดยเฉพาะในกรณีที่เป็นเดือยรูปร่างขนาน (parallel post)(59) และเนื่องจากความแข็งของเดือยฟันโลหะ ทำให้เมื่อได้รับแรงจะเกิดการส่งผ่านความเครียดสะสมไปยังส่วนที่แข็งน้อยกว่าเช่นเนื้อฟัน ความเครียดสะสมดังกล่าวมักอยู่บริเวณปลายของเดือยฟันและทำให้เกิดแรงคล้ายลิ้ม จึงเป็นเหตุให้มักเกิดการแตกของรากฟันเมื่อใช้เดือยฟันชนิดดังกล่าว โดยเฉพาะในฟันกรามน้อยที่ไม่มีเนื้อฟันบริเวณคอฟันเพื่อรองรับแรงจากวัสดุบูรณะ(19)

จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่า ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันโลหะชนิดเหวี่ยง แม้จะมีความทนทานต่อการแตกหักมากกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย แต่การแตกของฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันโลหะมักเป็นแบบไม่พึงประสงค์ (non-favorable fracture) หรือไม่สามารถบูรณะต่อได้ (unrestorable) เนื่องจากรอยแตกของฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันโลหะมักแตกบริเวณกึ่งกลางรากใต้ต่อขอบกระดูกเบ้าฟัน หรือเกิดรากแตกในแนวตั้ง ซึ่งแตกต่างจากการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ที่มักพบการแตกแบบพึงประสงค์ (favorable fracture) หรือการหักของแกนฟัน (60, 61) จากการศึกษาทางคลินิกในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาแล้วพบว่า เดือยฟันโลหะมีอัตราความล้มเหลวถึงร้อยละ 14 ต่อปี เมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 4 ปี โดยที่สาเหตุของความล้มเหลวส่วนใหญ่มาจากการแตกหักของรากฟัน ในขณะที่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีอัตราความล้มเหลวเพียงร้อยละ 2 (19) และจากการศึกษาย้อนหลังเป็นระยะเวลา 10 ปีพบว่า ฟันกรามน้อยบนมีอัตราความล้มเหลวสูงถึงร้อยละ 30 ต่อปี เมื่อบูรณะด้วยเดือยฟันโลหะ(62)

2. เตื่อยฟันสีเหมือนฟัน

a) เตื่อยฟันเซรามิค

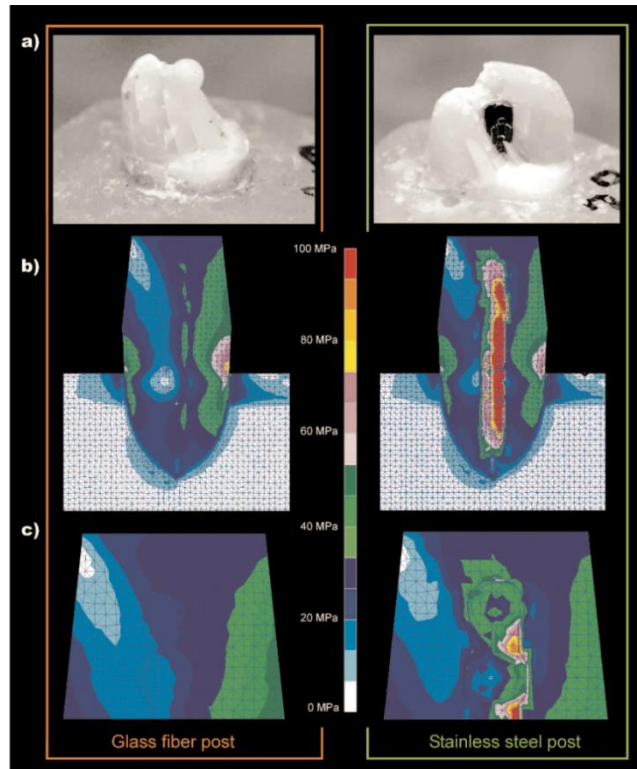
เตื่อยฟันเซรามิคในปัจจุบันมักทำจากเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ ซึ่งพบว่าเป็นวัสดุที่ให้ความสวยงามและมีความแข็งแรงสูง อย่างไรก็ตาม เนื่องจากเซอร์โคเนียมมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงมาก จึงมักพบการแตกหักในรูปแบบที่ไม่พึงประสงค์ในฟันที่ได้รับการบูรณะโดยเตื่อยฟันดังกล่าว และพบว่าเตื่อยฟันไม่สามารถเสริมสร้างความแข็งแรงของฟันได้ เมื่อจำเป็นต้องรักษาคลองรากฟันซ้ำ การรื้อไต่ยากเนื่องจากความแข็งของเตื่อยฟัน(63)

นอกจากนี้ยังพบว่า การยึดติดของเตื่อยฟันเซรามิคต่อรากฟันทำได้ยาก และมีค่ายึดติดต่ำกว่าแม้เมื่อเทียบกับเตื่อยฟันโลหะ(64) เมื่อใช้ร่วมกับเรซินคอมโพสิต ในการบูรณะฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบโอเอ้ม มักเกิดการแตกหักแบบไม่พึงประสงค์มากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการบูรณะโดยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่าง(65) จากข้อมูลข้างต้นจึงทำให้เตื่อยฟันดังกล่าวไม่ได้รับความนิยมนัก

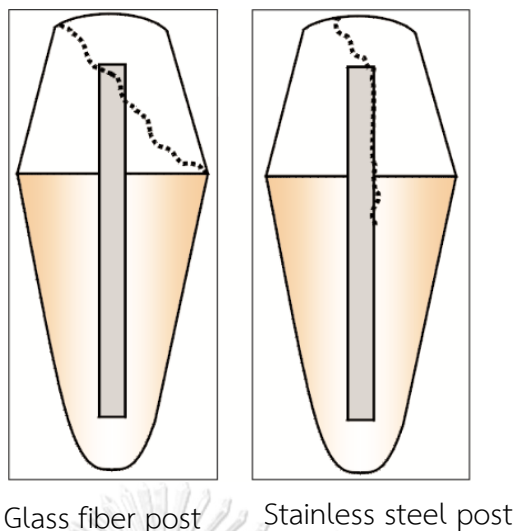
b) เตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย

เตื่อยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยสร้างขึ้นจากเส้นใยคาร์บอน คออร์ซ หรือแก้ว ฝังอยู่ในเรซินชนิดอีพ็อกซี (epoxy) หรือ เมทาคริเลต (methacrylate)(66) โดยที่เส้นใยจะเรียงตัวขนานกับแกนตามแนวยาว จึงทำให้สามารถกระจายแรงไปตามเตื่อยฟันได้ดี และช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงของฟันได้ (67) จากการศึกษาพบว่า การใช้เตื่อยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับระบบสารยึดติด มีอัตราความสำเร็จสูง เนื่องจากมีพฤติกรรมแบบไบโอมิเมติก (biomimetic behavior) ซึ่งเป็นผลจากการที่ตัวเตื่อยมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน(17) (ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของเตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย 16.77-30.09 กิกะปาสคาล เนื้อฟัน 13.7-21.3 กิกะปาสคาล)(68) จึงสามารถกระจายแรงบิดเคี้ยวไปตามแกนตามยาวของฟันได้สม่ำเสมอ(18, 19) พฤติกรรมดังกล่าวได้รับการยืนยันจากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งพบว่า เตื่อยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีการกระจายแรงที่ดีกว่าเตื่อยฟันโลหะ ดังแสดงในภาพที่ 3 (69) Grandini และคณะในปี 2005(70) พบว่า ในกรณีที่เกิดการ

แตกหักในฟันที่ใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย รอยแตกมักอยู่เหนือขอบบนของกระดูกเบ้าฟัน ซึ่งทำให้ฟันซี่ดังกล่าวส่วนใหญ่ยังสามารถบูรณะต่อได้ในภายหลัง (ภาพที่ 4)



ภาพที่ 3 คัดลอกจาก Barjau-Escribano และคณะ ในปี 2006(69) แสดงผลของการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์แสดง Von Mises stress distribution patterns จะสังเกตเห็นได้ว่า การใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะพบความเครียดสะสมบริเวณคอฟันบริเวณรอยต่อของส่วนแกนฟันและเนื้อฟัน ในขณะที่การใช้เดือยฟันโลหะจะพบความเครียดสะสมบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยฟันและรากฟัน



ภาพที่ 4 คัดลอกจาก Barjau-Escribano และคณะในปี 2006 แสดงแบบแผนของการแตกหักของ ฟันที่ใส่เดือยฟัน โดยจะเริ่มจากจุดที่มีความเครียดสะสมสูง ในเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะเริ่ม แตกบริเวณคอฟันซึ่งเป็นรอยต่อของแกนฟันและเนื้อฟัน ในขณะที่เดือยฟันโลหะจะเกิดการแตกตาม แนวของเดือยฟัน

นอกจากนี้ เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยยังมีข้อดีคือ สามารถทำงานได้ ง่ายกว่า ลดขั้นตอนการขึ้นรูปชิ้นงานในห้องปฏิบัติการ มีความสวยงามที่เหนือกว่า เดือยฟันโลหะ และรีออกได้ง่ายกว่าหากจำเป็นต้องรักษารากฟันซ้ำ(16) อย่างไรก็ตาม การที่ตัวเดือยฟันมีความยืดหยุ่นสูง รวมถึงการสร้างการยึดติดที่ดีในคลองราก ฟันนั้นทำได้ยาก จึงเป็นเหตุให้มักพบความล้มเหลวจากการสูญเสียการยึดติด (debond) ของเดือยฟัน(42, 56) นอกจากนี้ เดือยฟันสำเร็จรูปมักมีรูปร่างไม่พอดี กับคลองรากฟัน ซึ่งส่งผลให้จำเป็นต้องกำจัดเนื้อฟันส่วนปลายรากออก หรือมี ช่องว่างบริเวณส่วนต้นของคลองรากฟันซึ่งต้องทดแทนพื้นที่ดังกล่าวด้วยเรซิน ซีเมนต์ที่มีความแข็งแรงต่ำ ส่งผลให้เมื่อได้รับแรงกระทำอาจเกิดการล้มเหลว เนื่องจากการแตกหักของชั้นซีเมนต์(20) อย่างไรก็ตามจากการศึกษาซึ่งพบว่าการใช้ เนื้อฟันบริเวณคอฟัน (furrule effect) จะช่วยลดการบดงอของเดือยฟันและแกน ฟันได้ จึงเป็นสิ่งที่สำคัญมากต่อการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย โดยมี คำแนะนำให้มีปริมาณเนื้อฟันบริเวณคอฟันเหลืออยู่อย่างน้อย 1.5-2 มิลลิเมตรจาก ขอบของวัสดุบูรณะจะช่วยลดความล้มเหลวของการบูรณะลง(30, 42)

จากการศึกษาอันหลังของ Ferrari ในปี 2007 พบว่า ฟันที่ผ่านการรักษา คลองรากฟันมาแล้วและบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยและครอบฟันมี

อัตราการการอยู่รอดร้อยละ 8 จากระยะเวลาการติดตามผล 7-11 ปี โดยพบว่า การหลุดออกของเตื่อยฟันเป็นหนึ่งในความล้มเหลวที่พบมากที่สุด และพบว่ามีความสัมพันธ์กับการสูญเสียเนื้อฟันโดยเฉพาะในกรณีที่มีเนื้อฟันเหลือน้อยกว่า 1 ด้าน หรือไม่มีเนื้อฟันบริเวณคอฟันเลย(71) สอดคล้องกับการศึกษาทางคลินิกของ Ferrari ในปี 2012(56) ที่พบว่า ในกรณีที่มีเนื้อฟันเหลือน้อยกว่า 1 ด้านจะทำให้ลดความสำเร็จของการรักษาลงอย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาในห้องปฏิบัติการซึ่งพบว่าการใส่เตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะส่งผลต่อความต้านทานต่อการแตกหักอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อผ่านการทดสอบความล้ม 300,000 รอบในฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากมาแล้วเมื่อมีผนังเหลือน้อยกว่า 2 ด้าน (72) ซึ่ง อย่างไรก็ตาม การศึกษาที่ผ่านมามักทำในฟันที่บูรณะด้วยครอบฟัน

เมื่อพิจารณาการใช้เตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงโดยไม่ปกคลุมปุ่มฟัน จากการศึกษาย้อนหลังพบว่า ในฟันหลังที่ผ่านการรักษาคอนโรกฟันและมีโพรงฟันแบบที่ 2 ซึ่งได้รับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรง การใส่เตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะช่วยให้ประสบความสำเร็จในระยะยาวอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อผ่านการใช้งานไปอย่างน้อย 3 ปี(73) เช่นเดียวกับการศึกษาทางคลินิกของ Mannocci และคณะในปี 2002 ซึ่งพบว่า การบูรณะฟันดังกล่าวด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเตื่อยฟันให้ผลสำเร็จทางคลินิกที่ดีเทียบเท่ากับการบูรณะด้วยครอบฟัน และพบความสำเร็จในการรักษาถึงร้อยละ 88.2 เมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 5 ปี(11, 52)

จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่าการใส่เตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมการบูรณะฟันกรามน้อยที่ได้รับการรักษาคอนโรกฟันมาแล้วและมีโพรงฟันแบบที่ 2 ด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรง ช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักทั้งในกรณีที่เป็นโพรงฟันแบบโอเอ็ม หรือ โอดี (63) และเอ็มโอดี(5, 15, 74, 75) สนับสนุนโดยการศึกษาของ Acquaviva และคณะในปี 2011 ซึ่งพบว่า เมื่อบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคอนโรกฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเตื่อยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย จะทำให้เกิดการโค้งงอของปุ่มฟันน้อยกว่า(5) ซึ่งอาจเกิดจากการที่เตื่อยฟันช่วยดูดซับแรงบดเคี้ยว และกระจายแรงออกไปตามแกนแนวยาวฟัน และมีบางการศึกษาพบว่า ในกรณีที่มีโพรงฟันแบบโอเอ็ม การใส่เตื่อยฟันร่วมกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักขึ้นมาได้เทียบเท่ากับฟันกรามน้อยบนปกติ อย่างไรก็ตาม มีบางการศึกษาไม่พบว่าการใส่เตื่อยฟันช่วยเสริมความแข็งแรงของฟันในกรณีดังกล่าว

(14, 76) ซึ่งอาจเนื่องมาจากการเตรียมพื้นสำหรับเดือยฟันมักทำให้เกิดการสูญเสียเนื้อฟันเพิ่มเติม(77) รวมถึงพบว่า การยึดติดของเดือยฟันในคลองรากฟันนั้นทำได้ยากโดยเฉพาะในตำแหน่งที่ลึก(78) อย่างไรก็ตาม การใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจะช่วยลดความเสี่ยงของการแตกแบบไม่สามารถบูรณะได้(76) นอกจากนี้ ในขั้นตอนการเตรียมคลองรากฟันสำหรับเดือยฟันอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดรูทะลุในคลองรากฟัน โดยเฉพาะในฟันกรามน้อยบนซึ่งมีรากฟันที่แบนและบาง

เนื่องจากเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยส่วนใหญ่มีรูปร่างแบบสำเร็จรูป จึงมีหลายกรณีที่เดือยฟันเพียงชิ้นเดียวไม่สามารถแนบสนิทได้ดีกับคลองรากฟันทั้งหมด ในกรณีดังกล่าว ได้มีคำแนะนำให้ใช้เดือยฟันหลายตัว หรือใช้ร่วมกับเดือยฟันเสริม (accessory post) อย่างไรก็ตามพบว่า อาจเป็นไปได้ยากในกรณีที่คลองรากฟันมีขนาดเล็ก(79) เพื่อลดข้อด้อยดังกล่าวจึงได้มีการพัฒนาเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยชนิดใหม่ออกสู่ท้องตลาด โดยเดือยฟันดังกล่าวมีองค์ประกอบคือเส้นใยแก้วชนิดอี (E-glass fiber) ฝังในเรซินแมทริกซ์ชนิด Bis-GMA และ PMMA ซึ่งยังไม่ได้รับการบ่มตัว จึงทำให้มีลักษณะนิ่ม (unpolymerized soft fiber post) สามารถตัดแต่ง และปรับให้เดือยฟันมีรูปร่างที่แนบไปกับคลองรากฟันได้ก่อนที่จะกระตุ้นให้เกิดการแข็งตัวโดยการฉายแสง(80) โดยที่เมื่อแข็งตัวแล้ว เดือยฟันดังกล่าวมีคุณสมบัติเชิงกลที่เทียบเท่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบดั้งเดิม (ความทนแรงดัด 1145 เมกะปาสคาล และมีมอดุลัสของความยืดหยุ่น 15 กิกะปาสคาล)(81) จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่า ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัวมีความต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่าการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสำเร็จรูป ซึ่งผลดังกล่าวอาจเกิดจากความแนบสนิทที่เหนือกว่าของเดือยฟันและคลองรากฟัน(79, 82) นอกจากนี้ยังพบว่า เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้บ่มตัวอาจมีการยึดติดต่อเรซินซีเมนต์ที่เหนือกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบปกติ เนื่องจากสามารถเกิดการแทรกซึมของสารยึดติดเข้าไปในโครงข่ายโพลีเมอร์ที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว (unpolymerized polymer network) ได้มากกว่า(80)

การทำให้เสื่อมสภาพ (aging process)

ปัจจัยหนึ่งซึ่งส่งผลต่อความคงทนของวัสดุบูรณะที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดในช่องปากคือความต้านทานต่อการเสื่อมสภาพของการยึดติด เนื่องจากสภาวะในช่องปากที่มีการเปลี่ยนแปลงของ

อุณหภูมิ ความเป็นกรด-ด่าง (pH) แรงจากการบิดเคี้ยว และสารเคมีต่างๆ(83) การจำลองสภาวะดังกล่าวเพื่อลอกเลียนการเสื่อมสภาพของสารยึดติดในท้องปฏิบัติการจึงมีความสำคัญ เพื่อให้เราสามารถทำนายประสิทธิภาพของการบูรณะเมื่อใช้งานจริงในทางคลินิกได้ใกล้เคียงที่สุด การให้แรงแบบซ้ำๆ (cyclic loading) และการผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (thermal cycling) เป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความเค้นเชิงกล (mechanical stress) ในชั้นสารยึดติด(84)

การให้แรงแบบซ้ำๆ

ความล้มเหลวของการบูรณะฟันในทางคลินิกส่วนใหญ่มาจากความล้าจากการบิดเคี้ยว(85) การให้แรงแบบซ้ำๆ เพื่อจำลองการบิดเคี้ยวในช่องปากของมนุษย์พบว่า มีผลต่อความคงทนของการบูรณะด้วยระบบสารยึดติด(86) โดยแรงที่ใช้อยู่ในช่วง 9-180 นิวตัน ความถี่ 3-4 เฮิร์ตซ์(87) จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการของ DeLong และคณะ ในปี 1991(87) ซึ่งใช้เครื่องจำลองการบิดเคี้ยวของฟันสองซี่ด้วยแรงดังกล่าว 250,000 รอบ ในน้ำลายเทียมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส อัตราการสึกของฟันทั้งสองมีความใกล้เคียงต่อการสึกในทางคลินิกที่ระยะเวลา 1 ปี และมีข้อเสนอแนะให้ทดสอบการให้แรงแบบซ้ำๆ อย่างน้อย 100,000 รอบจึงจะส่งผลกระทบต่อความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่ผ่านการรักษารากฟันมาแล้ว(88)

การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเป็นกระบวนการทำให้เสื่อมสภาพวิธีหนึ่ง โดยพบว่า น้ำที่มีอุณหภูมิสูงจะกระตุ้นปฏิกิริยาการเสื่อมสลายด้วยน้ำ (hydrolysis) ของชั้นสารยึดติด และเนื่องจากสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อนที่ต่างกันของวัสดุบูรณะและโครงสร้างฟัน เมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจะทำให้เกิดความเครียดที่ชั้นสารยึดติด เป็นผลให้เกิดความล้มเหลวของการยึดติดขึ้น(89) ในการทดสอบการยึดติดนั้น องค์การมาตรฐานสากล หมายเลข 11405 ปี 1994 ได้เสนอให้ใช้การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในช่วง 5-55 องศาเซลเซียส จำนวน 500 รอบ โดยมีระยะเวลาในแต่ละรอบอย่างน้อย 20 วินาที (90) อย่างไรก็ตาม Price และคณะในปี 2003(91) พบว่า ชิ้นงานที่ผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมากกว่า 5,000 รอบขึ้นไป จึงจะส่งผลกระทบต่อการยึดติดอย่างมีนัยสำคัญ การผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 10,000 รอบจะเทียบเท่าการใช้งานในช่องปาก 1 ปี โดยคำนวณจากสมมุติฐานที่ว่า ใน 1 วันจะมีการเปลี่ยนแปลงวัฏจักรความร้อนในช่องปาก 20-50 รอบ

การทดสอบความต้านทานต่อการแตกหัก

การทดสอบความต้านทานการแตกหักจะถูกทดสอบโดยเครื่องทดสอบแรงกดแรงดึง (universal testing machine) โดยใช้แรงกด (compressive load) จนชิ้นงานเกิดการแตกหัก และวัดค่าที่มากที่สุด หรือ F_{max} เป็นค่าความต้านทานต่อการแตกหัก โดยในกรณีของการศึกษาการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษารากฟันมาแล้ว การทดสอบดังกล่าวมักทำเพื่อจำลองการทำงานนอกหน้าที่ (parafunction) หรือการเกิดภัยอันตรายต่อตัวฟัน(63)

ความเร็วหัวกด (crosshead speed) เป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหัก โดยพบว่าความต้านทานการแตกหักจะลดลงเมื่อความเร็วหัวกดเพิ่มขึ้น(92) โดยทั่วไปแล้วจะใช้ความเร็วอยู่ในช่วง 0.5-2 มิลลิเมตรต่อนาที (63, 89, 93)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการยึดชิ้นงานในแบบหล่ออะคริลิคอาจไม่สามารถลอกเลียนลักษณะการแตกหักจริงของฟันในทางคลินิกได้ และพบว่าค่าความต้านทานการแตกหักของชิ้นงานที่ไม่มีการจำลองเอ็นยึดปริทันต์จะสูงกว่า เนื่องจากอะคริลิคจะประพุดิตนคล้ายเฟอร์รูลเอพเฟคท์ ซึ่งช่วยป้องกันการแตกหักของรากฟัน จึงมีการแนะนำให้จำลองเอ็นยึดปริทันต์ในการเตรียมชิ้นงาน โดยทั่วไปแล้วนิยมใช้วัสดุซิลิโคนหรือพอลิเอเทอร์ชนิดบ่มตัวด้วยตนเอง (63, 94, 95)

บทที่ 3

วัสดุ อุปกรณ์ วิธีการทำวิจัย

ผ่านการพิจารณาเห็นชอบจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ HREC-DCU 2018-051 วันที่ 8 มิถุนายน 2561

วัสดุที่ใช้ในการศึกษา

1. สารละลายไทมอล (thymol) ความเข้มข้นร้อยละ 0.1 (M-dent, Thailand)
2. ขี้ผึ้งตรวจสอบการสบฟัน (Occlusal indicator wax, Kerr, USA)
3. อะคริลิกเรซินใส (clear self-cured acrylic resin, Thailand)
4. วัสดุพิมพ์ปากชนิดพอลิอีเธอร์ (polyether-based impression material) ผลิตภัณฑ์ Impregum™ (3M ESPE, USA)
5. หัวกรอโลหะรูปกลมก้านยาวกว่าปกติ (round steel long shank bur) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.8 มิลลิเมตร (ELA, Germany)
6. หัวกรอกากเพชรรูปทรงกลม (diamond round bur) ขนาด 009 (FG 8200S, Intensiv, Switzerland)
7. หัวกรอเพชรรูปเรียวยาวปลายไม่ตัด (diamond pointed-taper bur) ขนาด 012 (FG D2, Intensiv, Switzerland)
8. หัวกรอกากเพชรรูปทรงกระบอก (diamond cylinder bur) ขนาด 010 (FG 8211, Intensiv, Switzerland)
9. ฟิล์มถ่ายภาพรังสีเบอร์ 2 ผลิตภัณฑ์ Dental Kodak Intraoral D-Speed 100 X-ray Films Carestream DF-58 Adult Size 2 (Kodak, USA)
10. ชุดเค-ไฟล์ เบอร์ 8-40 ความยาว 25 มิลลิเมตร (Sybron Endo, USA)
11. ไฟล์นิกเกิลไททาเนียมที่หมุนด้วยเครื่อง (nickel-titanium rotary file) ผลิตภัณฑ์ Protaper™ Next (Dentsply Sirona, USA)
12. สารหล่อลื่นอาร์ซีเพรป (RC-Prep™, Premier, USA)
13. Ethylenediamine tetrachloroacetic acid (EDTA; Faculty of dentistry Chulalongkorn university, Thailand)

14. โซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาตร 5 มิลลิลิตร (2.5% Sodium hypochlorite; Faculty of dentistry Chulalongkorn university, Thailand)
15. กัดทาเพอร์ชาแท่งหลักขนาด X3 ผลิตภัณฑ์ Protaper™ Next (Dentsply Sirona, USA)
16. เรซินเบสดีซีลเลอร์ (resin-based root canal sealer) ผลิตภัณฑ์ AH plus™ (Dentsply Sirona, USA)
17. วัสดุบูรณะชั่วคราวผลิตภัณฑ์ Cavit™ (3M EPSE, USA)
18. ท่อพีวีซี (PVC) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร
19. แท่งสแตนเลส (stainless) เส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ยาว 1 นิ้ว
20. เรซินซีเมนต์ ผลิตภัณฑ์ NX3 Nexus™ (Kerr, USA)
21. สารยึดติด OptiBond™ Solo™ plus (Kerr, USA)
22. Lentulo spiral (Dentsply Sirona, USA) เบอร์ #30
23. หัวกรอความเร็วต่ำพีโซดริลล์ (peeso drill) เบอร์ #1 และ #2 (Dentsply Sirona, USA)
24. เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูปผลิตภัณฑ์ RelyX™ Fiber Post #1 (3M EPSE, USA)
25. เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัวผลิตภัณฑ์ everStick™ POST ขนาด 009 (GC Europe, Belgium)
26. เรซินคอมโพสิตชนิดก่อดำด้วยแสง ผลิตภัณฑ์ Filtek™ Z350 สี A1 (3M ESPE, USA)
27. แผ่นแมทริกซ์และที่ยึดแมทริกซ์ชนิด tofflemire (Dentsply Sirona, USA)
28. Sof-Lex™ Contouring and Polishing Discs (3M ESPE, USA)
29. หัวขัดยาง Astropol™ (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

อุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา

1. กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Olympus, Japan)
2. เครื่องเตรียมชิ้นงานควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (CNC specimen former, Thailand)
3. เครื่องแช่สลับน้ำร้อนน้ำเย็น (Thermo cycling unit, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, ประเทศไทย)
4. เครื่องทดสอบสากลสำหรับทดสอบความล้าของวัสดุ (Universal testing machine, Fatigue tester, E1000, Instron, England)
5. เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Universal testing machine EZ-S, SHIMADZU, Japan)
6. เครื่องหมุนไฟล์นิกเกิลไททาเนียม (VDW.SILVER™ RECIPROC™, Germany)
7. เครื่องฉายแสงผลิตภัณฑ์ Demi™ (Kerr, USA)

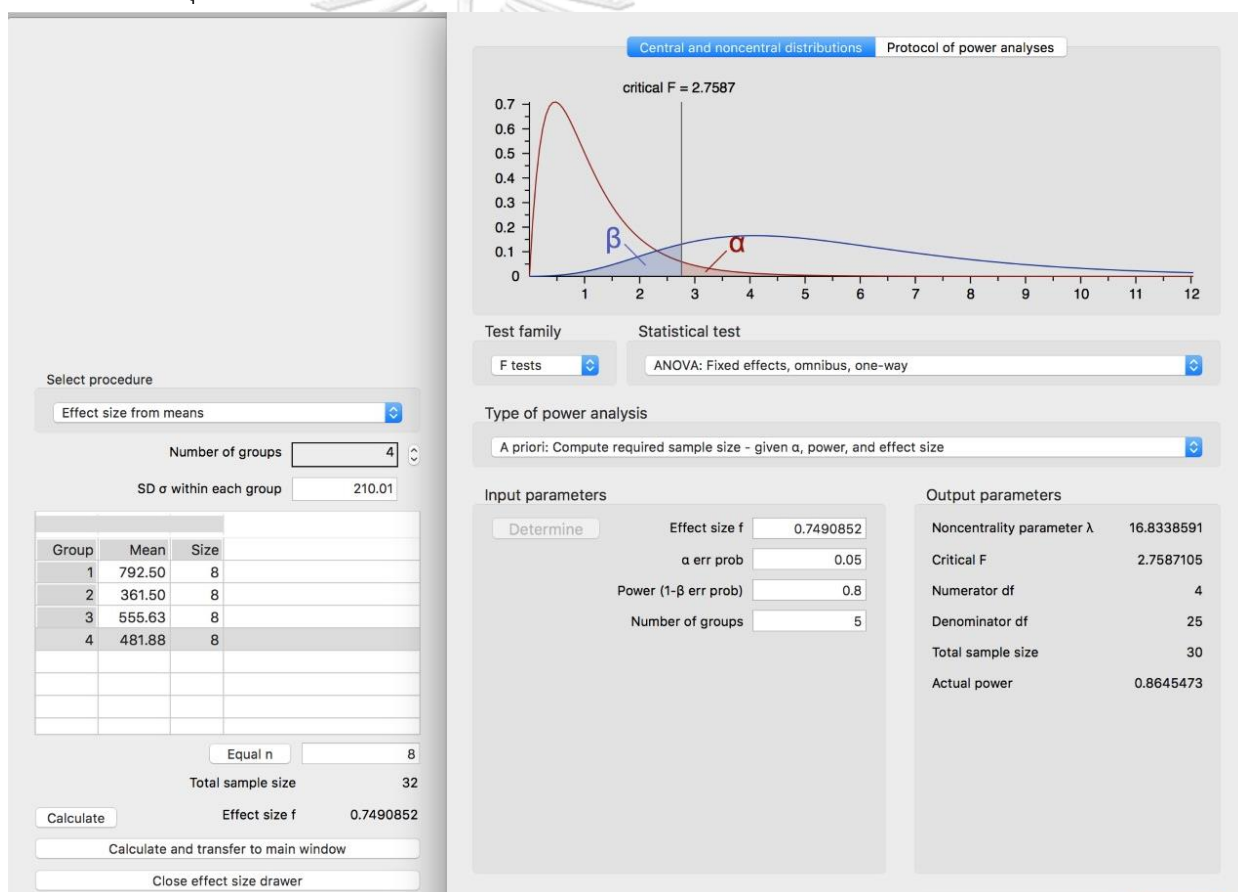
8. มีดักเตอร์

วิธีดำเนินการวิจัย

ส่วนที่ 1 : การเลือกและเตรียมพื้นที่ใช้ในการทดลอง

1. การคำนวณกลุ่มตัวอย่าง

คำนวณกลุ่มตัวอย่างจากโปรแกรม G*Power 3.1 (F-test family for one-way ANOVA) ด้วย effect size = 0.75 (210.01), power $\beta = 80\%$ และ $\alpha = 5\%$ โดยอ้างอิงจากการศึกษาที่ใกล้เคียงกัน(63) พบว่า ในการศึกษาจำเป็นต้องใช้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมดอย่างน้อย 30 ชิ้นงาน (6 ชิ้นงานต่อกลุ่ม) ดังนั้นจึงเลือกใช้พื้นที่ทั้งหมดน้อยบนทั้งสิ้น 40 ไร่ (8 ไร่ต่อกลุ่ม)



ภาพที่ 5 แสดงการใช้โปรแกรม G*Power ในการคำนวณกลุ่มตัวอย่าง

2. การเลือกพื้นที่

นำฟันกรามน้อยบนซึ่งถูกถอนเพื่อการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันและได้รับความยินยอมจากผู้ป่วยจำนวน 40 ซี่ ที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกัน (ความกว้างในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น ใกล้กลาง-ไกลกลาง ความสูงวัดจากยอดของปุ่มฟันด้านแก้มถึงรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน และวัดจากรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟันถึงปลายรากฟันทางกายวิภาค (anatomical apex) ต่างกันไม่เกินร้อยละ 10) มาส่งด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Olympus, Japan) เพื่อตรวจหารอยผุหรือรอยร้าวบริเวณตัวฟันและรากฟัน และนำไปถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากแบบขนานในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้นเพื่อดูลักษณะของคลองรากฟัน

- เกณฑ์การคัดเข้า

1. ฟันกรามน้อยบนรากเดียวที่มี 2 คลองราก
2. คลองรากฟันมีลักษณะตรง โดยมีความโค้งของคลองรากฟันน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 องศา ตามเกณฑ์ของ Schneider(96) ทั้งในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น และ ใกล้กลาง-ไกลกลาง
3. ไม่มีพยาธิสภาพบริเวณตัวฟันและรากฟัน
4. ไม่เคยผ่านการรักษาคลองรากฟัน
5. ไม่มีลักษณะที่ผิดปกติของคลองรากฟัน
6. มีการสร้างรากที่สมบูรณ์

- เกณฑ์การคัดออก

1. คลองรากฟันมีลักษณะโค้ง โดยมีความโค้งของคลองรากฟันมากกว่า 5 องศา ตามเกณฑ์ของ Schneider(96) ทั้งในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น และ ใกล้กลาง-ไกลกลาง
2. ฟันมีพยาธิสภาพตัวฟันและรากฟัน เช่น รอยผุ รอยร้าว หรือมีการแตกหัก
3. เคยผ่านการรักษาคลองรากฟันมาก่อน
4. มีการสลายของรากฟัน (root resorption) คลองรากฟันตีบตัน หรือ มีพัลพ์สโตนขนาดใหญ่
5. มีการสร้างรากที่ยังไม่สมบูรณ์

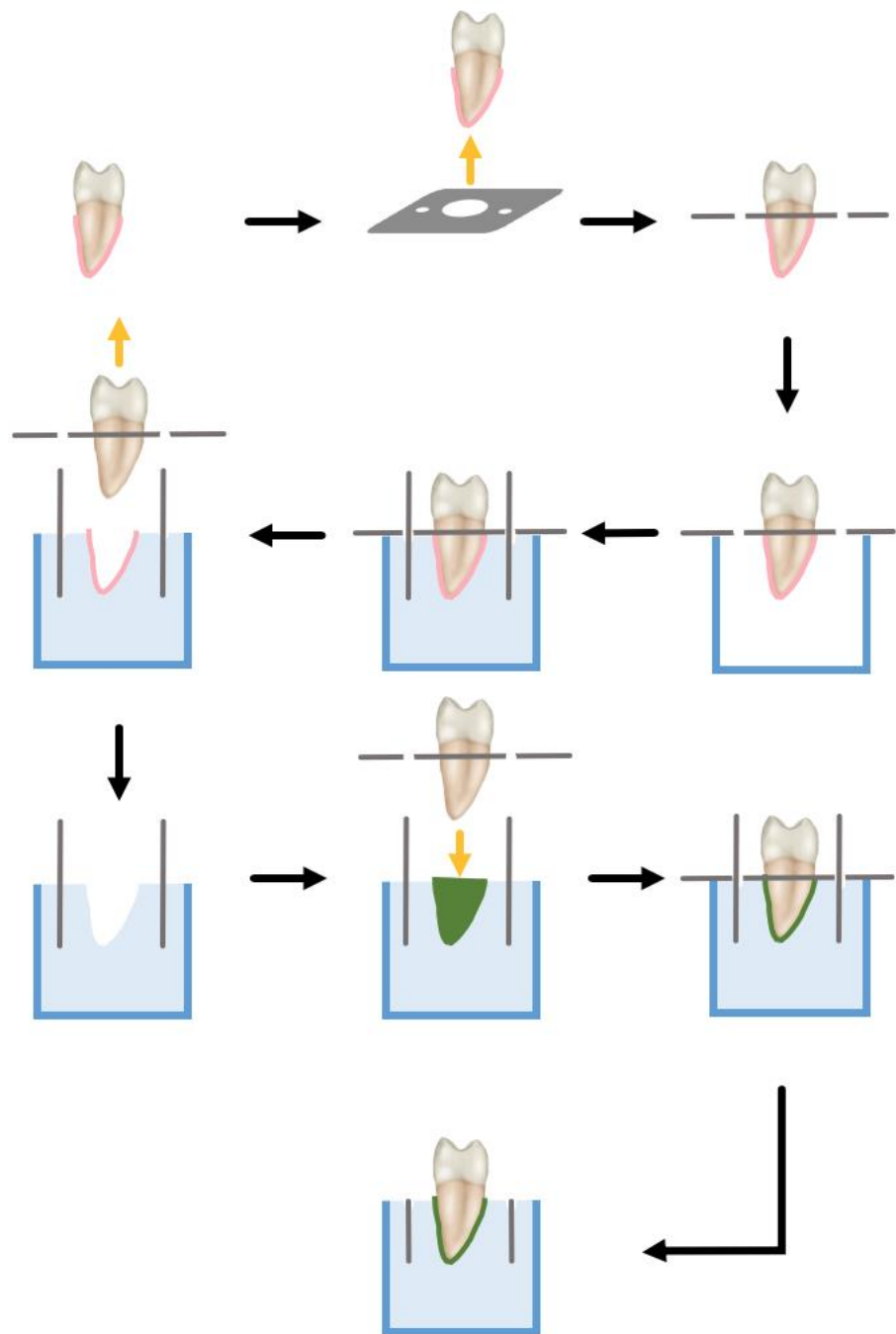
ทำความสะอาดฟันด้วยเครื่องขูดหินน้ำลายชนิดอัลตราโซนิค จากนั้นเก็บฟันไว้ในสารละลายไทโมลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 (M-dent, Thailand) ที่อุณหภูมิห้องประมาณ 24-25 องศาเซลเซียส โดยเก็บไว้ไม่เกิน 6 เดือนนับจากวันที่ถูกถอน

3. การลอกเลียนเอ็นยึดปริทันต์และการทำฐานยึดฟัน (ภาพที่ 6)

ใช้ขี้ผึ้งตรวจสอบการสบฟัน (occlusal indicator wax) ความหนา 0.3 มิลลิเมตร เคลือบรอบรากฟันบริเวณที่อยู่ต่ำลงไปจากรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (CEJ) 2 มิลลิเมตร

นำแผ่นอะคริลิกใสความหนา 2 มิลลิเมตร ขนาด 4x4 เซนติเมตร เจาะรูตรงกลาง เป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาด 5 x 10 มิลลิเมตร และเจาะรูรูปกลมเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 1 มิลลิเมตร 2 รู ห่างจากรูตรงกลาง 3 มิลลิเมตรทางด้านหน้าและหลัง สวมแผ่นอะคริลิกขึ้น จากทางปลายรากฟัน ให้ขอบล่างอยู่ที่จุดสิ้นสุดของขี้ผึ้งซึ่งเคลือบรากฟัน จัดให้แกนตามแนว ยาวของฟันซึ่งเป็นเส้นตรงสมมติที่ลากและแบ่งครึ่งส่วนตัวฟันและรากฟันจนถึงจุดที่เริ่มมีการ โค้งของรากฟัน ตั้งฉากกับแนวราบและแผ่นอะคริลิก จากนั้นจึงยึดแผ่นอะคริลิกกับตัวฟัน ด้วยขี้ผึ้งเหนียว (sticky wax) ที่ด้านบนของแผ่นอะคริลิก

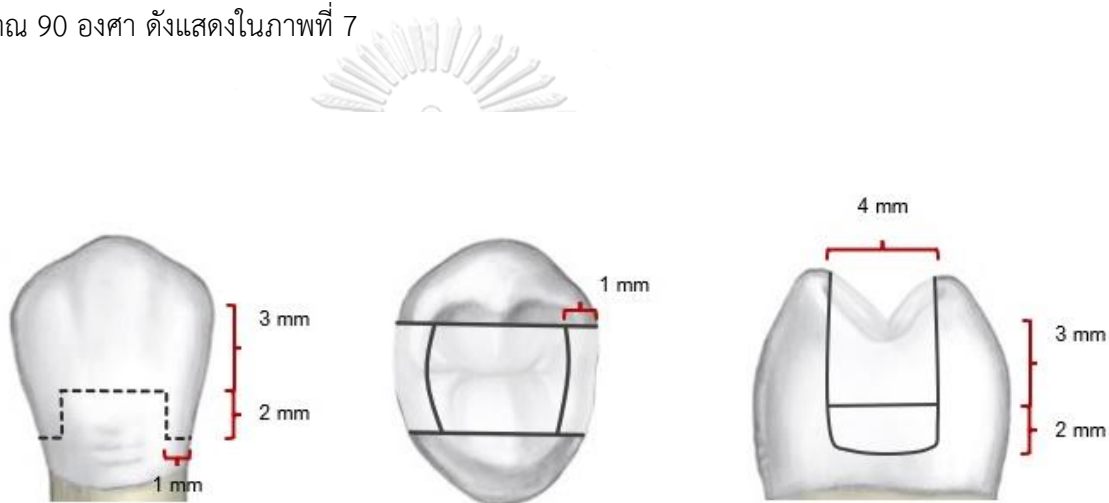
ผสมอะคริลิกใสชนิดบ่มตัวด้วยตนเองใส่ลงในท่อพีวีซีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร วางฟันที่ติดกับฟิล์มลงบนท่อพีวีซีโดยให้รากของฟันจุ่มลงในอะคริลิก ใส่แท่ง สแตนเลสที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ยาว 1 นิ้วลงในรูทั้งสองที่เตรียมไว้เพื่อเป็น เครื่องกำหนดตำแหน่ง เมื่ออะคริลิกแข็งตัว นำฟันกับแผ่นอะคริลิกที่ติดกันออกมาจากเบ้า อะคริลิก ชะล้างขี้ผึ้งในอะคริลิกด้วยน้ำร้อน 80-90 องศาเซลเซียส จากนั้นผสมวัสดุพิมพ์ปาก ชนิดพอลิอีเทอร์ Impregum™ (3M ESPE, USA) ใส่ลงในเบ้าอะคริลิก นำฟันที่ติด กับอะคริลิกค่อยๆ วางลงในเบ้าอะคริลิกให้ได้ตำแหน่งเดิม เมื่อวัสดุพิมพ์ปากแข็งตัวนำฟิล์ม ออก ตัดแต่งเหล็กให้เสมอกับขอบอะคริลิกด้วยคีมตัดลวด และตัดแต่งวัสดุพิมพ์ปากส่วนเกิน ด้วยใบมีดคัตเตอร์



ภาพที่ 6 แสดงขั้นตอนการลอกเลียนเอน์ยิตปริทันต์และการทำฐานยัดฟัน

ส่วนที่ 2: การเตรียมโพรงฟัน

นำฟันจำนวน 32 ซี่ มาเตรียมโพรงฟันแบบเอ็มโอที โดยใช้เครื่องเตรียมชิ้นงานที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (CNC specimen former, Thailand) ให้โพรงฟันด้านบดเคี้ยวมีความกว้าง 4 มิลลิเมตร ลึก 3 มิลลิเมตร โดยวัดจากร่องกลางฟัน (central groove) โพรงฟันด้านข้างมีขอบด้านเหงือกอยู่ต่ำกว่าพื้นโพรงฟันด้านบดเคี้ยว (pulpal wall) 2 มิลลิเมตร และกว้าง 1 มิลลิเมตร และอยู่สูงจากรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (CEJ) อย่างน้อย 1 มิลลิเมตร โพรงฟันด้านข้างมีความกว้างในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น 4 มิลลิเมตร เมื่อเตรียมโพรงฟันเสร็จจะเหลือความหนาของปุ่มฟันไม่ต่ำกว่า 2.0 มิลลิเมตรเมื่อวัดที่จุดบดของฟัน และมีมุมของโพรงฟัน (cavosurface angle) ประมาณ 90 องศา ดังแสดงในภาพที่ 7



ภาพที่ 7 แสดงการเตรียมโพรงฟันในการศึกษา

CHULALONGKORN UNIVERSITY

จากนั้นแบ่งฟัน 32 ซี่ ด้วยวิธีการสุ่มแบบง่าย (simple randomization) ออกเป็น 4 กลุ่มๆละ 8 ซี่ และใช้ฟันกรามน้อยที่ปราศจากพยาธิสภาพที่เหลืออีก 8 ซี่ ที่ไม่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน การรักษา รากฟัน และการบูรณะ เป็นกลุ่มควบคุมบวก

สรุปกลุ่มทดลองได้ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน การรักษา รากฟัน และการบูรณะ เป็นกลุ่มควบคุมบวก

กลุ่มที่ 2 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษา รากฟัน แต่ไม่ได้รับการบูรณะ เป็นกลุ่มควบคุมลบ

กลุ่มที่ 3 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษา รากฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว

กลุ่มที่ 4 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษา รากฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟัน คอมโพสิตเสริมเส้นใยสำเร็จรูป

กลุ่มที่ 5 ฟันที่ผ่านการเตรียมโพรงฟัน รักษา รากฟัน และบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟัน คอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว

ส่วนที่ 3: การรักษา รากฟัน

นำฟันกรามน้อยในกลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และ กลุ่มที่ 5 มาเปิดทางเข้าสู่โพรงประสาท ฟันและคลองรากฟันด้วยหัวกรอหัวกรอากเพชรรูปทรงกลม ขนาด 009 หัวกรอโลหะรูป กลมก้านยาวกว่าปกติขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.8 มิลลิเมตร (ELA, Germany) และ หัว กรอเพชรรูปรียาวปลายไม่ตัด ขนาด 012 (Intensiv, Switzerland) ให้มีลักษณะเป็นทาง เปิดตรง (straight line access) และสามารถกำจัดเพดานของโพรงประสาทฟัน (roof of pulp chamber) ออกได้หมด เปลี่ยนหัวกรอใหม่เมื่อใช้กรอฟันแล้ว 10 ซี่ หาความยาวใน การทำงาน (working length) โดยใส่เค-ไฟล์เบอร์ 15 ลงในคลองรากฟันจนพอดีปลายราก ฟันที่รูเปิดปลายรากฟัน วัดความยาวของไฟล์จากยอดของปุ่มฟันด้านแก้มซึ่งเป็น จุดอ้างอิง (reference point) ของคลองรากฟันด้านแก้ม และจากยอดของปุ่มฟันด้านลิ้น เป็นจุดอ้างอิงของคลองรากฟันด้านลิ้น ลดความยาวลง 1 มิลลิเมตรสำหรับทั้งสองคลองราก และถ่ายภาพรังสีแบบขนานในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้นเพื่อยืนยัน และใช้ความยาวดังกล่าวเป็น ความยาวทำงาน จากนั้น ขยายคลองรากด้วยไฟล์นิกเกิลไททาเนียมที่หมุนด้วยเครื่อง ผลิตภัณฑ์ ProTaper™ NEXT (Dentsply Sirona, USA) (ตารางที่ 2) ร่วมกับสารหล่อลื่น อาร์ซีเพรป (RC-prep™, Premier, USA) ใช้การหมุนแบบ clockwise continuous motion ความเร็ว 300 รอบต่อนาที ทอร์ค (torque) 2 Ncm ด้วยไฟล์ขนาด X1 (ขนาดที่ ปลายเครื่องมือ 0.17 มิลลิเมตร ความสอบร้อยละ 4) ออกแรงจิก (pecking) เพียงเล็กน้อย จนเครื่องมือสามารถลงได้ถึงความยาวทำงาน จากนั้นจึงถอยเครื่องมือออก เปลี่ยนเครื่องมือ

เป็นขนาด X2 (ขนาดที่ปลายเครื่องมือ 0.25 มิลลิเมตร ความสอบร้อยละ 6) และ ขนาด X3 (ขนาดที่ปลายเครื่องมือ 0.3 มิลลิเมตร ความสอบร้อยละ 7) ซึ่งเป็นขนาดของไฟล์หลักปลายราก (master apical file) โดยใช้วิธีการขยายคลองรากวิธีเดียวกัน และเปลี่ยนเครื่องมือภายหลังการขยายทุก 4 คลองราก ล้างภายในคลองรากฟันด้วยโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาตร 2 มิลลิลิตร ทุกครั้งเมื่อเปลี่ยนขนาดเครื่องมือ ลอกกั๊กทาเพอร์ชาแห่งหลักขนาด X3 (Protaper™ NEXT, Dentsply Sirona, USA) ให้ได้ตามความยาวทำงานและมีความแน่น (tugback) ล้างคลองรากครั้งสุดท้ายก่อนเริ่มอุดคลองรากฟันด้วยน้ำยาล้างคลองรากฟันอีดีทีเอ (EDTA) ความเข้มข้นร้อยละ 17 ปริมาตร 3 มิลลิลิตร เป็นระยะเวลา 1 นาที และโซเดียมไฮโปคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาตร 5 มิลลิลิตร ขับคลองรากฟันให้แห้งด้วยแท่งกระดาษซับ (paper point) อุดคลองรากฟันด้วยกั๊กทาเพอร์ชาดังกล่าวร่วมกับเรซินเบสซีลเลอร์ (resin-based root canal sealer) ผลิตภัณฑ์ AH™ plus (Dentsply Sirona, USA) ด้วยเทคนิคแมทช์เทปเปอร์ซิงเกิลโคน (match taper single cone technique) ถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบความสมบูรณ์ของการอุดคลองรากฟัน จากนั้นจึงตัดกั๊กทาเพอร์ชาที่ระดับรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน ทำความสะอาดด้านในของโพรงประสาทฟันด้วยสาลิซึบแอลกอฮอล์ และอุดปิดบริเวณทางเข้าสู่โพรงประสาทฟันด้วยวัสดุบูรณะชั่วคราวผลิตภัณฑ์ Cavit™ (3M ESPE, USA) เก็บชิ้นงานในน้ำกลั่น ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลาอย่างน้อย 24 ชั่วโมงก่อนนำมาบูรณะ

	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเมื่อวัดจากระยะทางต่างๆ จากระยะทำงาน						
ชนิด/ระยะทาง	16	13	9	6	3	1	tip
Protaper NEXT (X3)	1.2	1.09	0.89	0.71	0.53	0.38	0.3
RelyX post(#1)	1.372	1.246	1.078	0.952	0.826	0.742	0.7

ตารางที่ 2 ดัดแปลงจาก(97, 98) แสดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ระยะต่างๆ ของไฟล์นิกเกิลไททาเนียม ProTaper next (X3) และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย RelyX post เบอร์ 1 ที่ใช้ในการศึกษา

การศึกษา

ส่วนที่ 4 : การบูรณะฟัน

1. การใส่เดือยฟัน

a) กลุ่มที่ 4 ฟันที่ได้รับการใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป

เตรียมฟันสำหรับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูปผลิตภัณฑ์ RelyX™ Fiber Post (3M ESPE, USA) เบอร์ #1 (ตารางที่ 2) ที่คลองรากฟันด้านลิ้น โดยใช้หัวกรอความเร็วต่ำพีโซดริลส์ เบอร์ 1 และ 2 กำจัดกัตทาเพอร์ซาในคลองรากฟัน จากนั้นใช้หัวฟันนิซิงเบอร์ (finishing bur) เบอร์ 1 ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต เตรียมฟันสำหรับเดือยฟันให้มีความยาวเท่ากับความสูงของตัวฟันวัดจากยอดของปุ่ม ฟันด้านแก้มถึงรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน ลองเดือยฟันให้ได้ความยาวตามที่กำหนดไว้ จากนั้นจึงทำการบวมการยึดติดโดยใช้ dual-cured resin cement ผลิตภัณฑ์ NX-3 Nexus™ (Kerr, USA) ร่วมกับสารยึดติด OptiBond™ Solo™ plus (Kerr, USA) โดยทำตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต เริ่มจากใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 ปรับสภาพเนื้อฟันในคลองรากและในโพรงฟัน ล้างออกด้วยน้ำสะอาด ปริมาตร 5 มิลลิลิตรโดยใช้กระบอกพลาสติกและเข็มขนาดเกจ 25 จากนั้นซับน้ำออกด้วยแท่งกระดาษซับจนกระดาษไม่เปียก ทาสารยึดติดด้วยไมโครบรัช (microbrush) ซับส่วนเกินออกด้วยแท่งกระดาษซับ และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง LED (Demi™, Kerr, USA) โดยในขณะใช้งานมีกำลังแสงไม่ต่ำกว่า 800 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร จากด้านบนของโพรงฟัน 40 วินาที จากนั้นทาสารยึดติดที่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยโดยไม่ต้องฉายแสง ใส่เรซินซีเมนต์ลงในคลองรากฟันด้วยหัวฉีดขนาดเล็ก จากนั้นใช้ lentulo spiral เบอร์ 30 เป็นตัวพาเรซินซีเมนต์เข้าไปในคลองรากฟัน ใส่เดือยฟันลงในคลองรากฟันให้ได้ตามความยาวที่เตรียมไว้ กำจัดเรซินซีเมนต์ส่วนเกินภายในโพรงฟัน ฉายแสงอีกครั้งเป็นเวลา 20 วินาที จากนั้นจึงตัดเดือยฟันด้วยหัวกรออากาศเพชรทรงกระบอกที่ระดับเสมอกับฟันโพรงฟัน และบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต

b) กลุ่มที่ 5 ฟันที่ได้รับการใส่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว

เตรียมฟันสำหรับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยผลิตภัณฑ์ EverStick™ POST (GC Europe, Germany) ที่คลองรากฟันด้านลิ้นด้วยหัวกรอความเร็วต่ำ พีโซดริลส์ เบอร์ 1 และ เบอร์ 2 เพื่อกำจัดกัตทาเพอร์ซา โดยให้มีความยาวเท่ากับ ความยาวจากปุ่มฟันด้านแก้มถึงรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน ใช้เดือยฟัน EverStick™ POST (GC Europe, Germany) ขนาด 0.9 มิลลิเมตร ตัด

เตรียมฟันตามความยาวที่ต้องการด้วยกรรไกรที่มีความคม จากนั้นจึงใช้ปากคีบที่ปราศจากเชื้อคีบเตรียมฟันใส่ลงในคลองรากฟัน ในกรณีที่พบว่าใส่เตรียมฟันไม่ถึงความยาวที่ต้องการให้ตัดแต่งส่วนปลายของเตรียมด้วยกรรไกร ในกรณีที่พบว่ามีความว่างอาจจำเป็นต้องใส่เตรียมฟันมากกว่า 1 ชั้น โดยใช้โมเดลลิงเรซิน (Modeling resin, GC Europe, Germany) เมื่อได้เตรียมฟันที่มีลักษณะพอดีต่อคลองรากฟัน ใช้ปากคีบนำเตรียมฟันออกจากคลองรากฟันด้วยความระมัดระวัง ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง LED 40 วินาที จากนั้นจึงทำกระบวนการยึดติดโดยใช้ dual-cured resin cement ผลิตภัณฑ์ NX-3 Nexus™ (Kerr, USA) ร่วมกับสารยึดติด OptiBond™ Solo™ Plus (Kerr, USA) โดยทำตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต เริ่มจากใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 ปรับสภาพเนื้อฟันในคลองรากและในโพรงฟันล้างออกด้วยน้ำสะอาดปริมาตร 5 มิลลิลิตรโดยใช้กระบอกพลาสติกและเข็มขนาด gauge กระดาษจากนั้นซับน้ำออกด้วยแท่ง 25 ซับจนกระดาษไม่เปียก ทาสารยึดติดด้วยไมโครบรัช ซับส่วนเกินออกด้วยแท่งกระดาษซับ และฉายแสงจากด้านบนของคลองรากฟัน 40 วินาที จากนั้นทาสารยึดติดที่เตรียมฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยโดยไม่ต้องฉายแสง ใส่เรซินซีเมนต์ลงในคลองรากฟันด้วยหัวฉีดขนาดเล็ก จากนั้นใช้ด้ามกรอความเร็วต่ำและเลนตุลโล สไปรัล เบอร์ 30 เป็นตัวพาเรซินซีเมนต์เข้าไปในคลองรากฟัน ใส่เตรียมฟันลงในคลองรากฟันให้ได้ตามความยาวที่เตรียมไว้ กำจัดเรซินซีเมนต์ส่วนเกินภายในโพรงฟัน ฉายแสงจากด้านบนอีกครั้งเป็นเวลา 20 วินาที จากนั้นจึงตัดเตรียมฟันด้วยหัวกรอกากเพชรทรงกระบอกที่ระดับเสมอกับพื้นโพรงฟันและบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต

การบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิต

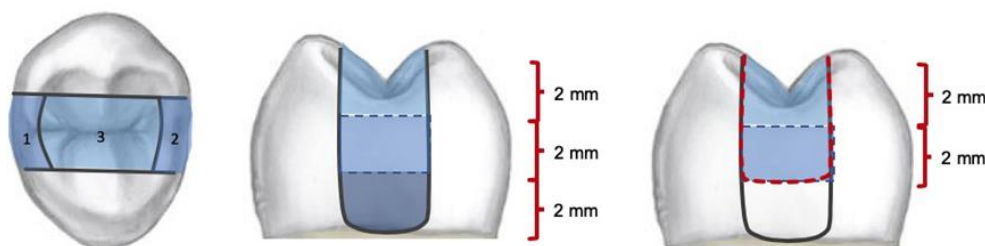
บูรณะฟันในกลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และ กลุ่มที่ 5 ด้วยเรซินคอมโพสิต

เริ่มกระบวนการยึดติดโดยใช้สารยึดติดชนิดใช้กรดกัดและล้างแบบ 3 ขั้นตอน (3-step etch and rinse adhesive system) ผลิตภัณฑ์ Optibond™ FL (Kerr, USA) โดยเริ่มจากการใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37.5 ทาลงในโพรงฟันทิ้งไว้เป็นระยะเวลา 15 วินาที ล้างออกด้วยน้ำสะอาดเป็นเวลา 15 วินาที เป่าฟันด้วยลมแห้งสะอาดห่างจากโพรงฟัน 2 เซนติเมตร เบาๆ 2-3 วินาที โดยระวังไม่ให้เนื้อฟันแห้ง จากนั้นทาไพรเมอร์ (FL Prime) บนผิวฟัน โดยการถูกววนไปมาเบาๆ เป็นเวลา 15 วินาที เป่าด้วยลมสะอาดเบาๆ ให้แห้ง ห่างจากโพรงฟัน 2

เซนติเมตร โดยเนื้อฟันควรมีลักษณะเงามัน จากนั้นทาสารแอตฮีซีฟ (FL Adhesive) บนผิวฟันบางๆ ให้ความหนาที่เท่าๆ กันทั่วทั้งโพรงฟัน และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง LED เป็นเวลา 20 วินาที

ใส่แผ่นแม่ทริกซ์และที่ยึดแม่ทริกซ์ชนิด tofflemire รอบตัวฟัน จากนั้นจึงบурณะด้วยนาโนคอมโพสิต ผลิตภัณฑ์ Filtek™ Z350 (3M ESPE, USA) สี A1 ใช้วิธีบурณะเป็นชั้น (incremental technique) ดังแสดงในภาพที่ 8 หนาชั้นละ 2.0 มิลลิเมตร โดยเริ่มจากการบурณะด้านประชิดทั้งสองด้าน 3 ชั้น ตามด้วยด้านบดเคี้ยว ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแสง LED ชั้นละ 40 วินาทีโดยวางเครื่องฉายแสงที่บริเวณยอดของปุ่มฟันด้านแก้มและด้านลิ้น ถอดแผ่นแม่ทริกซ์ออก จากนั้นจึงเคลื่อนบริเวณผิวชั้นนอกของวัสดุบурณะด้วยกลีเซอรินเจล จากนั้นจึงฉายแสงซ้ำอีกครั้งทางด้านบดเคี้ยว ด้านใกล้แก้ม และด้านใกล้ลิ้น เพื่อจำลองสถานการณ์จริงทางคลินิก

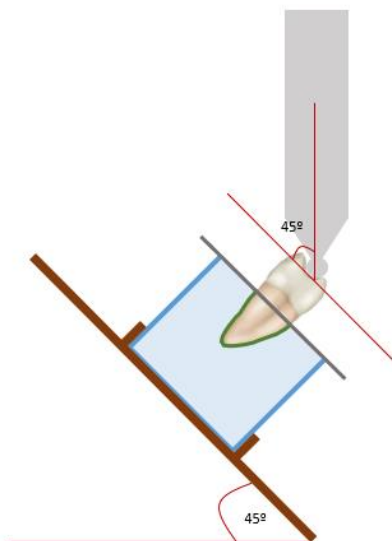
หลังการบурณะ ชิ้นงานทุกกลุ่มจะได้รับการขัดด้วย Sof-Lex™ Contouring and Polishing Discs (3M ESPE, USA) และหัวขัดยาง Astropol™ (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) จากนั้นจึงล้างด้วยน้ำสะอาด



ภาพที่ 8 แสดงขั้นตอนการบурณะแบบเป็นชั้น

ส่วนที่ 5: การทำให้เสื่อมสภาพ

นำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 5 กลุ่ม มาผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวน 20,000 รอบ(63, 91) ที่อุณหภูมิระหว่าง 5-55 องศาเซลเซียส โดยมีระยะเวลาการคงอุณหภูมิ 30 วินาที และระยะเวลาการเปลี่ยนอุณหภูมิ 5 วินาทีด้วยเครื่องแช่สลับน้ำร้อนน้ำเย็น จากนั้นจึงให้แรงแบบซ้ำๆ 50 นิวตัน 500,000 รอบ ความถี่ 4 Hz โดยใช้หัวกดเหล็กกล้าไร้สนิมขนาด 6 มิลลิเมตร ให้สัมผัสที่กึ่งกลางพื้นเอียงใกล้แก้มของปุ่มฟันด้านลิ้น ยึดชิ้นงานเข้ากับฐานโดยจัดให้ฐานเอียงทำมุม 45 ต่อแนวราบ ดังแสดงในภาพที่ 9 ด้วยเครื่องทดสอบสากลสำหรับทดสอบความล้าของวัสดุ(63, 87)



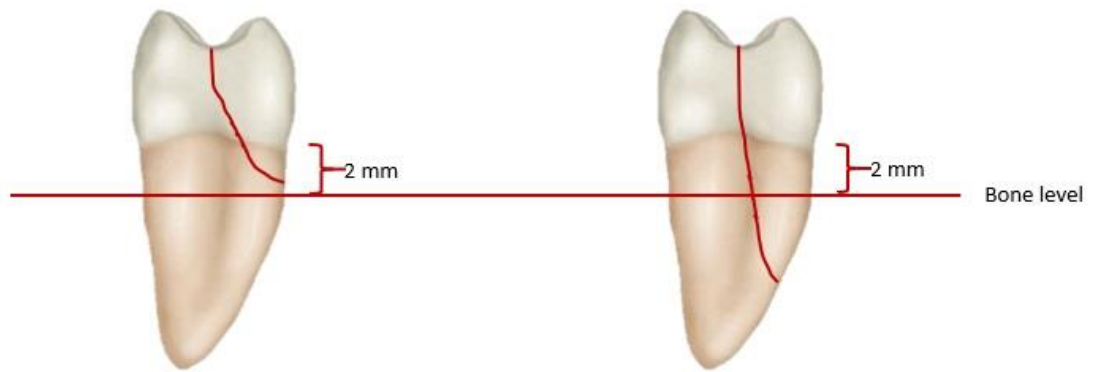
ภาพที่ 9 แสดงตำแหน่งของหัวกดและมุมของฐานยึดของเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด

ส่วนที่ 6 : การทดสอบความต้านทานการแตกหัก

ภายหลังการทำให้เสื่อมสภาพ นำชิ้นงานมายึดกับแท่นยึดของเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Universal testing machine EZ-S, SHIMADZU, Japan) ใช้หัวกดรูปทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตรกดที่บริเวณกึ่งกลางของพื้นเอียงใกล้แก้มของปุ่มพื้นด้านล่าง ให้สัมผัสที่กึ่งกลางพื้นเอียงใกล้แก้มของปุ่มพื้นด้านล่าง ยึดชิ้นงานเข้ากับฐานโดยจัดให้ฐานเอียงทำมุม 45 ต่อแนวราบ ด้วยความเร็วหัวกด 0.5 มิลลิเมตรต่ออนาที การลดลงของแรงมากกว่า 30 นิวตันโดยทันทีถือเป็นจุดบ่งชี้ของการแตกหัก และให้บันทึกค่าสูงสุดของจุดดังกล่าวเป็นค่าความต้านทานการแตกหัก(63)

ส่วนที่ 7 : การดูรูปแบบของการแตกหัก

ชิ้นงานทุกชิ้นจะถูกนำออกมาจากฐานอะคริลิคเพื่อตรวจดูรูปแบบของการแตกหัก แบ่งรูปแบบของการแตกหักเป็น 2 แบบคือ การแตกหักในรูปแบบที่พึงประสงค์ คือการแตกหักที่สามารถบูรณะต่อได้ โดยจุดต่ำสุดของการแตกหักอยู่เหนือขอบของกระดูกเข้าฟันจำลอง และการแตกหักในรูปแบบไม่พึงประสงค์ คือการแตกหักที่จุดต่ำสุดของการแตกหักลงไปต่ำกว่าระดับกระดูกเข้าฟันจำลอง(60)



การแตกหักแบบพึงประสงค์

การแตกหักแบบไม่พึงประสงค์

ภาพที่ 10 แสดงรูปแบบของการแตกหัก



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

การศึกษานี้ใช้โปรแกรมสำเร็จรูป (SPSS for windows version 17.0, USA) ในการวิเคราะห์ข้อมูลและกำหนดค่านัยสำคัญที่ระดับ 0.05

1. ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลความต้านทานต่อการแตกหักด้วย Shapiro-wilk test จากนั้นจึงวิเคราะห์ด้วยสถิติ 1-way ANOVA และ Tukey post hoc analysis
2. วิเคราะห์รูปแบบของการแตกหักด้วยสถิติ Pearson's chi-square



บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลของการศึกษา

ขนาดของพื้นที่ใช้ในการศึกษา

พื้นที่ใช้ในการศึกษานี้มีขนาดความสูงในแนวด้านบดเคี้ยว-ปลายรากฟันของฟันโดยรวม ความยาวของตัวฟันและรากฟัน ความกว้างของตัวฟันทั้งในแนวด้านแก้ม-ใกล้ลิ้น และในแนวใกล้ กลาง-ไกลกลาง ต่างกันไม่เกินร้อยละ 10 โดยมี ค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุด และต่ำสุด ดังแสดงในตารางที่ 3 และจากการทดสอบทางสถิติพบว่า ขนาดของฟันในแต่ละกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในทาง สถิติ

ขนาดของฟัน		ค่าเฉลี่ย	ค่าความ เบี่ยงเบน มาตรฐาน	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
ความสูง	โดยรวม	22.00	0.3822	21.34	22.64
	ตัวฟัน	8.01	0.2223	7.62	8.36
	รากฟัน	13.99	0.2890	13.42	14.44
ความ กว้าง	ใกล้กลาง-ไกล กลาง	9.56	0.2989	9.05	9.97
	ใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น	7.84	0.2484	7.42	8.17

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุด ของขนาดพื้นที่ใช้ในการ
การศึกษา มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร

ความต้านทานต่อการแตกหัก

จากการศึกษาพบว่าชิ้นงานทุกชิ้นสามารถผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 20,000 รอบ และการให้แรงแบบซ้ำๆ 500,000 รอบ ซึ่งเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปาก 2 ปี(88, 91, 99) โดยที่ไม่มีชิ้นงานใดเกิดความแตกหักเสียหายก่อนการทดสอบความต้านทานต่อการแตกหัก

จากการทดสอบการกระจายตัวด้วยสถิติ Shapiro-Wilk พบว่าข้อมูลทุกกลุ่มมีการกระจายตัวแบบปกติ ($p < 0.05$) และจากการทดสอบ Levene's test พบว่าความแปรปรวนของประชากรทุกกลุ่มมีค่าเท่ากัน ดังนั้นจึงใช้สถิติ ANOVA ในการวิเคราะห์

จากตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าสูงสุด ต่ำสุดของความต้านทานต่อการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม พบว่า ค่าสูงสุดอยู่ที่กลุ่มที่ 1 (510.92 ± 106.54 N) ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุมเชิงบวก และ ค่าต่ำสุดอยู่ที่กลุ่มที่ 2 (73.88 ± 20.52 N) ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุมเชิงลบ เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรง (กลุ่มที่ 3) พบว่าสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้อย่างมีนัยสำคัญ (251.01 ± 63.18 N) ($p < 0.001$) เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้รับการบูรณะ และเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบต่างๆ (กลุ่มที่ 4 และ 5) จะมีความต้านทานต่อการแตกหักมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ($p = 0.011$, $p = 0.005$) เมื่อเปรียบเทียบกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตาม ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยทั้งสองชนิด ($p = 0.998$) การศึกษานี้จึงยอมรับสมมติฐานว่างที่ 1 คือ ความต้านทานการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟัน และมีโพรงฟันแบบเอ็มโอทีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

Group	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Minimum	Maximum
1	8	510.92 ^a	106.54	37.67	335.75	629.56
2	8	68.88 ^d	24.20	8.56	36.97	108.41
3	8	251.10 ^c	63.18	22.34	158.51	329.37
4	8	376.83 ^b	72.99	25.80	251.34	463.67
5	8	387.10 ^b	67.28	23.79	278.93	485.53

**Statistical differences between groups are represented by lower case superscript letters (same letter denotes no statistical difference)*

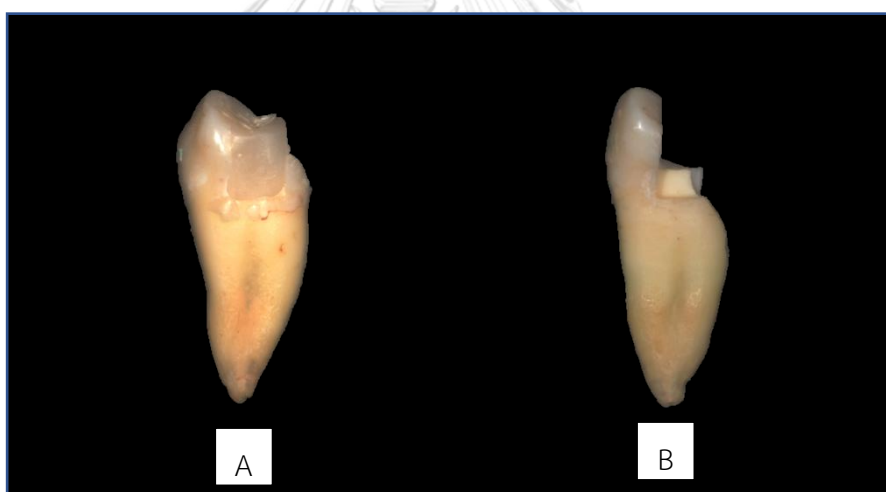
ตารางที่ 4 แสดงจากตารางแสดง ค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าสูงสุด ต่ำสุดของความต้านทานต่อการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม หน่วยเป็น นิวตัน

รูปแบบของการแตกหัก

เมื่อดูที่รูปแบบของการแตกหัก (ตารางที่ 5) พบว่า ชิ้นงานกลุ่มที่ 1, 2, 3 และ 5 ทุกชิ้นมีการแตกหักแบบพืงประสงค์ (รูป 1.1 A) และพบการแตกหักบริเวณรอยต่อของฟันและวัสดุบูรณะบริเวณปุ่มฟันด้านลิ้น ในขณะที่กลุ่มที่ 4 พบการแตกหักแบบไม่พืงประสงค์ 1 ชิ้นงาน (รูป 1.1 B) การแตกหักดังกล่าวเกิดบริเวณรอยต่อของวัสดุและปุ่มฟันทางด้านแก้ม อย่างไรก็ตาม เมื่อทดสอบทางสถิติพบว่า การแตกหักของทุกกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p=0.217$) การศึกษานี้จึงยอมรับสมมติฐานว่างที่ 2 คือ รูปแบบของการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตแบบตรงร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป และที่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

กลุ่ม	การแตกหักแบบ ฟังประสงค์ (n)	การแตกหักแบบ ไม่ฟังประสงค์ (n)
1	8	0
2	8	0
3	8	0
4	7	1
5	8	0

ตารางที่ 5 แสดงรูปแบบของการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม



ภาพที่ 11 แสดงรูปตัวอย่างของการแตกหักของชิ้นงาน ; A:การแตกหักแบบฟังประสงค์โดยพบการแตกหักบริเวณรอยต่อของปุ่มพื้นด้านลื่นและวัสดุบูรณะ B:การแตกหักแบบไม่ฟังประสงค์โดยพบการแตกหักบริเวณรอยต่อของปุ่มพื้นด้านแก้มและของวัสดุบูรณะ

วิเคราะห์ผลการทดลอง

การศึกษาความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่ผ่านการรักษารากฟันที่ผ่านๆ มา มักจำลองถึงสถานการณ์ที่มีการสูญเสียเนื้อฟันในปริมาณมาก และจำเป็นต้องบูรณะด้วยการปกคลุมปุ่มฟัน (100-102) อย่างไรก็ตาม ด้วยความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีในการผลิตวัสดุบูรณะและสารยึดติดในปัจจุบัน ทำให้พบว่า ฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดี แม้จะมีการสูญเสียสันริมฟันถึง 2 ตำแหน่ง แต่มีเนื้อฟันบริเวณจุดประสงค์ของฟันหนาน้อย 2 มิลลิเมตร อาจไม่มีความจำเป็นที่จะต้องบูรณะโดยการปกคลุมปุ่มฟัน การบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต โดยเฉพาะเมื่อบูรณะร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้และเพียงพอในการรับแรงบดเคี้ยว(14) สถานการณ์ดังกล่าวถือว่าท้าทายต่อการตัดสินใจของทันตแพทย์ในการรักษาฟันที่ผ่านการรักษารากฟัน ทั้งเลือกวิธีการบูรณะ วัสดุบูรณะ และชนิดของเดือยฟัน การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะเปรียบเทียบความต้านทานต่อการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะแบบตรงด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบต่างๆ และในการบูรณะฟันนั้น ทันตแพทย์และผู้ป่วยมีความมุ่งหวังที่จะให้ฟันซี่ดังกล่าวสามารถใช้งานต่อไปได้เป็นระยะเวลานาน แต่อย่างไรก็ตาม วัสดุบูรณะฟันเมื่อผ่านการใช้งานในช่องปากมักเกิดความล้มเหลวเนื่องจากความล้า(83, 85) ดังนั้น ในการศึกษาครั้งนี้จึงจำลองการเสื่อมสภาพโดยการผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 20,000 รอบ และการให้แรงแบบซ้ำๆ 500,000 รอบ ซึ่งเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปาก 2 ปี(88, 91, 99)

ในการศึกษานี้ นำชิ้นงานไปผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 20,000 รอบซึ่งจะส่งผลให้เกิดการเสื่อมสลายของการยึดติด(91) จากนั้นจึงผ่านการให้แรงแบบซ้ำๆ โดยใช้หัวกดขนาด 6 มิลลิเมตร กดบริเวณปุ่มฟันด้านล้นทำมุม 45° กับแนวแกนฟัน เพื่อจำลองสถานการณ์การใช้งานบดเคี้ยวในคนที่มีการสบฟันแบบปกติ (normal occlusion)(63) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า เมื่อให้แรงไม่ต่ำกว่า 100,000 รอบ จะส่งผลให้ความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่ผ่านการรักษารากและบูรณะด้วยเดือยฟันลดลง(88) ในการศึกษาครั้งนี้จึงให้แรงแบบซ้ำๆ 500,000 รอบ ความถี่ 4 Hz

นอกจากนั้น ผู้วิจัยพยายามที่จะขจัดปัจจัยด้านขนาดของฟันซึ่งจะส่งผลต่อค่าความต้านทานของการแตกหัก โดยฟันที่ใช้ในการศึกษาจะมีขนาดความสูงในแนวด้านบดเคี้ยว-ปลายรากฟันของฟันโดยรวม ขนาดตัวฟันและรากฟัน ความกว้างของตัวฟันทั้งในแนวด้านแก้ม-ใกล้ลิ้น และใกล้กลาง-ไกลกลาง ที่ต่างกันไม่เกินร้อยละ 10 และเมื่อทดสอบทางสถิติพบว่า ขนาดเฉลี่ยของฟันในแต่ละกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p > 0.05$) มีการเตรียมโพรงฟันให้มีขนาดเท่ากันโดยใช้เครื่องกรอฟันซึ่งควบคุมโดยคอมพิวเตอร์ และขยายคลองรากฟันโดยการใช้ไฟล์นิกเกิลไททาเนียมแบบหมุนโดย

เครื่อง ร่วมกับใช้วิธีการจิกและถอย (pecking motion)(103) เพื่อควบคุมขนาดสุดท้ายของโพรงฟัน และคลองรากฟันของฟันแต่ละซี่ให้ใกล้เคียงกันมากที่สุด

ยิ่งไปกว่านั้น การฝังชิ้นงานลงในเรซินอะคริลิกโดยตรงซึ่งมีความแข็ง อาจส่งผลต่อค่าความต้านทานของการแตกหัก เนื่องจากเรซินอะคริลิกซึ่งห่อหุ้มรากฟันอยู่จะประพุดิตนคล้ายเฟอร์รูลเอฟเฟคต์ และช่วยต้านต่อการแตกหัก ทำให้ค่าความต้านทานต่อการแตกหักที่ได้อาจสูงกว่าความเป็นจริง และปรับเปลี่ยนรูปแบบของการแตกหักได้(104, 105) ดังนั้น จึงมีการจำลองเอ็นยึดปริทันต์สำหรับฟันที่นำมาทดสอบให้มีความใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ ซึ่งเมื่อได้รับแรง เอ็นยึดปริทันต์จะมีหน้าที่สำคัญในการกระจายแรงสู่กระดูกหุ้มรากฟันโดยรอบ โดยการกระจายแรงจะคล้ายกับวัสดุพิมพ์ปากกลุ่มอีลาสโตเมอร์(106, 107) การศึกษานี้จึงใช้วัสดุพิมพ์ปากชนิดพอลิอีเธอร์ ในการจำลองเอ็นยึดปริทันต์ ให้มีความหนา 0.2-0.4 มิลลิเมตรโดยสม่ำเสมอ

ในการทดสอบความต้านทานต่อการแตกหัก กระทำโดยใช้หัวกรูปรูปทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร กดที่บริเวณกึ่งกลางพื้นเอียงด้านแก้มของปุ่มฟันด้านลิ้น ทำมุม 45 องศาต่อแกนตามยาวฟัน ด้วยความเร็วหัวกด 0.5 มิลลิเมตร/นาทิจ เพื่อจำลองการเกิดแรงเนื่องจากการเคลื่อนที่นอกศูนย์ (eccentric movement) และการเกิดภัยอันตรายกับตัวฟัน(2) เนื่องจากแรงดังกล่าวเป็นแรงแบบเฉือน (shear stress) ในทิศทางไม่พึงประสงค์ (unfavorable load) ที่ก่อให้เกิดความเค้น(108) ซึ่งมักทำให้เกิดการแตกของรากในแนวตั้ง(109)

จากการศึกษานี้พบว่า เมื่อบูรณะด้วยฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษารากฟันด้วยเรซินคอมโพสิตทั้งร่วมหรือไม่ร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย จะสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้อย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตาม การบูรณะด้วยวิธีต่างๆ ดังกล่าวไม่สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้เทียบเท่ากับฟันกรามน้อยบนปกติ

เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว (กลุ่มที่ 3) และผ่านการทำให้เชื่อมด้วยการผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 20,000 รอบ และการให้แรงแบบซ้ำๆ 500,000 รอบ พบว่ามีค่าความต้านทานต่อการแตกหักเท่ากับ 251.01 ± 63.18 N ซึ่งสามารถเทียบได้กับแรงกัดสูงสุดของฟันกรามน้อยบนซึ่งอยู่ในช่วง 222-445 N (ค่าเฉลี่ย 322.5 N) แต่ไม่สูงถึง 520-800 N (ค่าเฉลี่ย 660 N) ซึ่งเป็นแรงกัดของผู้ป่วยมีการสบฟันนอกหน้าที่(110, 111) จึงอาจกล่าวได้ว่า การบูรณะดังกล่าวอาจสามารถทนต่อแรงกัดในผู้ป่วยบางคนที่มีการสบฟันแบบปกติได้เป็นระยะเวลา 2 ปี แต่จะไม่สามารถทนต่อแรงกัดในผู้ป่วยที่มีการสบฟันนอกหน้าที่ได้

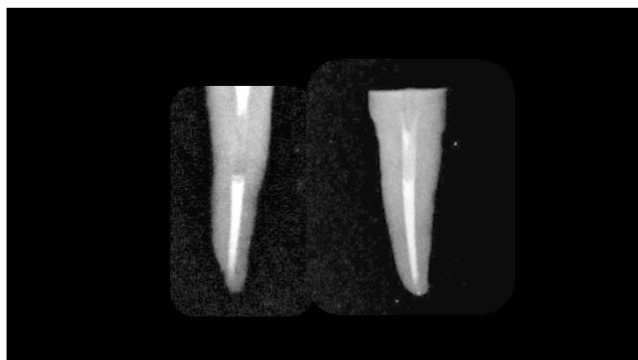
เมื่อบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตร่วมกับเดือยฟันพบว่า เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูปและแบบที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้มากกว่าการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญ และสามารถทนต่อแรงกัดของผู้ป่วยส่วน

ใหญ่ที่มีการสบฟันแบบปกติได้(110, 111) ผลดังกล่าวสอดคล้องกับผลของการศึกษาอื่นๆ ที่ผ่านมา (5, 15, 74, 75) ทั้งนี้เนื่องจากเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสามารถช่วยกระจายแรงไปสู่บริเวณต่างๆ ของฟัน ดังเช่นผลการศึกษาด้วยไฟไนท์อิลลิเมนต์ของ Pegoretti และคณะ ซึ่งพบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับสารยึดติดสามารถช่วยดูดซับและกระจายความเค้นไปตามส่วนต่างๆ ของฟันได้ และมีรูปแบบการกระจายแรงที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ(112) โดยในการศึกษานี้ได้ใส่เดือยฟันที่มีความยาวเท่ากับ ความยาวของตัวฟันที่วัดจากยอดของปุ่มฟันด้านแก้มถึงรอยต่อระหว่างเคลือบฟันถึงเคลือบรากฟัน ซึ่งเป็นระยะน้อยที่สุดที่แนะนำจากการศึกษาที่ผ่านมาที่แนะนำว่า เดือยฟันควรมีความยาวอย่างน้อยเท่ากับ ความยาวตัวฟันในทางคลินิก(113)

เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูปมีข้อเสียหลักคือรูปร่างของเดือยฟันที่อาจไม่พอดีกับคลองรากฟัน ทำให้ต้องทดแทนฟันที่ดังกล่าวด้วยเรซินซีเมนต์ซึ่งมีความแข็งแรงต่ำและอาจเป็นจุดอ่อนต่อการเสื่อมของการบูรณะฟันในระยะยาวได้(114) เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัว ผลิตภัณฑ์ everStick POST™ จึงเป็นเดือยฟันที่พัฒนาขึ้นโดยมีจุดประสงค์จะชดเชยข้อด้อยดังกล่าว เนื่องจากเป็นเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยซึ่งยังไม่ได้การบ่มตัว จึงสามารถตัดแต่งและปรับให้เดือยฟันมีรูปร่างตามลักษณะคลองรากฟัน ก่อนที่จะกระตุ้นให้เกิดการแข็งตัวโดยการฉายแสง เมื่อแข็งตัวแล้วเดือยฟันดังกล่าวมีคุณสมบัติเชิงกลที่เทียบเท่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูป โดยมีความทนแรงดัด 1145 เมกะปาสคาล และมีโมดูลัสของความยืดหยุ่น 15 กิกะปาสคาล(81) มีการศึกษาห้องปฏิบัติการพบว่า ฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัวมีความต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่าการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสำเร็จรูป(79, 82) อย่างไรก็ตาม ในการศึกษานี้ก็กลับพบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันทั้งสองชนิดให้ค่าความต้านทานต่อการแตกหักไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p=0.998$) ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการศึกษานี้ใช้การเตรียมช่องว่างในคลองรากฟันสำหรับเดือยฟันแบบอนุรักษ์ จึงทำให้รากฟันมีความแข็งแรงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแบบสำเร็จรูปมีความแนบกับคลองรากฟัน ประโยชน์ที่อาจได้รับจากการปรับแต่งรูปร่างของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัวไม่ปรากฏเด่นชัดนัก ผลดังกล่าวสอดคล้องกับการศึกษาของ Frater และคณะในปี 2020(115)

เมื่อพิจารณาจากขนาดฟันที่ใช้ในการศึกษาซึ่งมีความใกล้เคียงกันพบว่า โดยเฉลี่ยจะใส่เดือยฟันในชิ้นงานถึงระยะประมาณ 5-6 มิลลิเมตรจากระยะทำงาน ซึ่งเมื่อดูจากขนาดบริเวณปลายของเดือยฟัน RelyX™ Fiber Post เบอร์ 1 ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.7 มิลลิเมตรพบว่า มีค่าใกล้เคียงกับขนาดหน้าตัดของไฟล์ Protaper™ Next ที่ระยะ 0.6 มิลลิเมตรจากปลายของไฟล์ (ตารางที่ 2) และมีความสอปที่ใกล้เคียงกันคือ 5-6% และจากการศึกษาในห้องปฏิบัติการโดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (micro-computed tomography) พบว่า การขยายคลองรากฟันด้วย Protaper™ Next ด้วยวิธีการจิกและถอยออกไม่ทำให้เกิดความแตกต่างในความผายระหว่างเครื่องมือและขนาดคลอง

รากฟันสุดท้าย(103) จึงทำให้เดือยฟันสำเร็จรูป RelyX™ Fiber Post เบอร์ 1 มีขนาดที่เหมาะสม และแนบสนิทกับคลองรากฟันที่เตรียมไว้ไม่แตกต่างจากการใช้เดือยฟันที่ยังไม่ได้รับการบ่ม everStick POST™ ดังแสดงในภาพที่ 12 และทำให้ผลความต้านทานต่อการแตกหักที่ได้ของเดือยฟันทั้งสองชนิดไม่แตกต่างกัน



ภาพที่ 12 แสดงภาพถ่ายรังสีของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยหลังจากการยึดในคลองรากฟันที่ผ่านการขยายด้วยไฟล์นิกเกิลโรตารีแบบหมุน ProTaper™ Next ขนาด X3: RelyX™ Fiber Post (ซ้าย) และ everStick™ POST (ขวา)

เมื่อพิจารณาถึงรูปแบบของการแตกหัก พบว่าชิ้นงานส่วนใหญ่มีรูปแบบการแตกหักแบบพียงประสงค์และเกิดที่รอยต่อระหว่างวัสดุบูรณะและปุ่มฟันด้านล่าง การศึกษานี้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของรูปแบบการแตกหักระหว่างแต่ละกลุ่ม ($p=0.217$) แตกต่างจากการศึกษาที่ผ่านมาซึ่งพบว่าการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยไม่สามารถป้องกันการเกิดการแตกหักแบบไม่พียงประสงค์ (76) ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการศึกษานี้ใช้การทดสอบความต้านทานต่อการแตกหักโดยให้แรงกดที่ปุ่มฟันด้านล่างทำมุม 45° กับแนวแกนฟัน ทำให้การแตกหักส่วนใหญ่เริ่มจากการแยกตัวบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะและปุ่มฟันด้านล่างและตามด้วยการแตกหักของปุ่มฟันด้านล่างโดยเฉลลออกตามแนวแรงจึงมักสิ้นสุดที่เหนือต่อขอบกระดูกเบ้าฟันจำลอง แตกต่างจากการศึกษาที่ผ่านมา(76) ซึ่งกดในแนวขนานกับแนวแกนฟัน ซึ่งอาจทำให้รอยแตกลงไปเป็นแนวตั้งตามแนวรากฟันมากกว่า

เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการศึกษาที่คลองรากฟันภายหลังการรักษาคลองรากมีลักษณะและขนาดปกติ ไม่ใหญ่หรือผายมากเกินไป และขนาดของคลองรากภายหลังการเตรียมเพื่อใส่เดือยฟันเหมาะสมกับเดือยฟันที่ใช้ จึงเป็นที่น่าสนใจว่า ในกรณีที่คลองรากฟันมีรูปร่างที่ไม่ปกติ เช่น มีขนาดใหญ่ (flared canal) มีลักษณะเป็นวงรี หรือเป็นรูปริบบิ้น (ribbon-shaped canal) จะทำให้ผลการต้านทานการแตกหักที่ได้มีความแตกต่างออกไปหรือไม่ จึงควรมีการศึกษาในประเด็นนี้ต่อไป

นอกจากนั้น การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ ผลที่ได้จากการศึกษาไม่สามารถบอกถึงผลที่เกิดขึ้นจริงจากการใช้งานในช่องปากได้ จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในทางคลินิกต่อไป

สรุปผลการศึกษา

จากข้อจำกัดต่างๆ และผลที่ได้ของการศึกษานี้ อาจสรุปผลได้ว่า

1. การเตรียมโพรงฟันแบบเอ็มโอดี ส่งผลให้ความต้านทานต่อการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันลดลงอย่างมาก
2. การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีด้วยเรซินคอมโพสิตทั้งที่ร่วมและไม่ร่วมกับการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้อย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่อาจเทียบเท่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟันกรามน้อยบนที่ปกติ
3. การบูรณะฟันกรามน้อยบนที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีโพรงฟันแบบเอ็มโอดีเมื่อบูรณะร่วมกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยทั้งแบบสำเร็จรูปและแบบที่ยังไม่ได้รับการบ่มตัวสามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้อย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตเพียงอย่างเดียว
4. ชนิดของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่ต่างกันไม่มีผลต่อความต้านทานต่อการแตกหัก
5. รูปแบบของการแตกหักไม่มีความแตกต่างกันในทุกกลุ่มการทดลอง

เอกสารอ้างอิง

1. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):462-5.
2. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008;39(2):117-29.
3. Tronstad L, Asbjornsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16(5):218-21.
4. Mannocci F, Bhuva B, Stern S. Restoring teeth following root canal re-treatment. *Endodontic Topics.* 2008;19(1):125-52.
5. Acquaviva PA, Madini L, Krokidis A, Gagliani M, Mangani F, Cerutti A. Adhesive restoration of endodontically treated premolars: influence of posts on cuspal deflection. *J Adhes Dent.* 2011;13(3):279-86.
6. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-70.
7. Cavel WT, Kelsey WP, Blankenau RJ. An in vivo study of cuspal fracture. *J Prosthet Dent.* 1985;53(1):38-42.
8. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.
9. Van Eijden TMGJ, Brugman P, Weijs WA, Oosting J. Coactivation of jaw muscles: Recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. *J Biomech.* 1990;23(5):475-85.
10. Bellucci C, Perrini N. A study on the thickness of radicular dentine and cementum in anterior and premolar teeth. *Int Endod J.* 2002;35(7):594-606.

11. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TRP. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent.* 88(3):297-301.
12. Fedorowicz Z, Carter B, de Souza RF, Chaves CA, Nasser M, Sequeira-Byron P. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012(5):CD009109.
13. Sequeira-Byron P, Fedorowicz Z, Carter B, Nasser M, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015(9):CD009109.
14. Mohammadi N, Kahnamoii MA, Yeganeh PK, Navimipour EJ. Effect of fiber post and cusp coverage on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars directly restored with composite resin. *J Endod.* 2009;35(10):1428-32.
15. Scotti N, Rota R, Scansetti M, Paolino DS, Chiandussi G, Pasqualini D, et al. Influence of adhesive techniques on fracture resistance of endodontically treated premolars with various residual wall thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110(5):376-82.
16. Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of Two Techniques for Removing Fiber Posts. *J Endod.* 2003;29(9):580-2.
17. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater.* 2010;26(8):730-6.
18. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent.* 2009;37(2):115-21.
19. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):15B-8B.
20. Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH, Jr., Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):30-6; discussion 7.
21. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1972;34(4):661-70.

22. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458-67.
23. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-5.
24. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209-15.
25. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
26. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1995;21(2):57-61.
27. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):559-63.
28. Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):517-25.
29. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J Dent.* 2011;39(8):527-35.
30. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529-36.
31. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):114-22.
32. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1986;44(5):271-7.
33. Oliveira LD, Carvalho CAT, Nunes W, Valera MC, Camargo CHR, Jorge AOC. Effects of chlorhexidine and sodium hypochlorite on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(4):e125-e8.

34. Marending M, Stark WJ, Brunner TJ, Fischer J, Zehnder M. Comparative assessment of time-related bioactive glass and calcium hydroxide effects on mechanical properties of human root dentin. *Dent Traumatol.* 2009;25(1):126-9.
35. Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clin Oral Investig.* 2015;19(6):1405-9.
36. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod.* 25(7):506-8.
37. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriyama A. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1980;43:419-22.
38. Hansen EK, Asmussen E. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. *Endod Dent Traumatol.* 1990;6(5):218-25.
39. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2002;87(3):256-63.
40. Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc.* 1986;112(2):215-8.
41. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent.* 1997;10(5):237-41.
42. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007;38(9):733-43.
43. Magne P. Conservative restoration of compromised posterior teeth with direct composites: a 7-year report. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000;12(8):747-9.
44. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. *J Dent.* 1992;20(3):131-9.
45. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):30-7.
46. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(6):775-83.

47. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007;23(1):2-8.
48. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):565-7.
49. Ausiello P, DeGee AS, Rengo S. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent.* 1997;10:237-41.
50. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008;17(2):114-9.
51. Ritter AV, Baratieri LN. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. *J Esthet Dent.* 1999;11(2):72-86.
52. Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent.* 2005;30(1):9-15.
53. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):e1-e105.
54. Robbins JW. Guidelines for the Restoration of Endodontically Treated Teeth. *J Am Dent Assoc.* 120(5):562.
55. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. Randomized Clinical Trial Comparing the Effects of Post Placement on Failure Rate of Postendodontic Restorations: Preliminary Results of a Mean Period of 32 Months. *J Endod.* 2009;35(11):1477-82.
56. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A Randomized Controlled Trial of Endodontically Treated and Restored Premolars. *J Dent Res.* 2012;91(7_suppl):S72-S8.
57. Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L. Effect of Post Placement on the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):475-83.

58. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):780-4.
59. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res.* 2006;85(4):364-8.
60. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):476-82.
61. Ellner S, Bergendal T, Bergman B. Four post-and-core combinations as abutments for fixed single crowns: a prospective up to 10-year study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):249-54.
62. Gómez-Polo M, Llidó B, Rivero A, del Río J, Celemín A. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *J Dent.* 2010;38(11):916-20.
63. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. *J Dent.* 2008;36(6):444-9.
64. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Oper Dent.* 2000;25(3):223-7.
65. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. *J Dent.* 2008;36(6):444-9.
66. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004;20(1):29-36.
67. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* 2005;21(2):75-82.
68. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007;23(9):1129-35.
69. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006;31(1):47-54.

70. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):399-404.
71. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007;20(5):287-91.
72. Hou QQ, Gao YM, Sun L. Influence of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated premolars with different dental defects. *Int J Oral Sci.* 2013;5(3):167-71.
73. Scotti N, Eruli C, Comba A, Paolino DS, Alovise M, Pasqualini D, et al. Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. *J Dent.* 2015;43(5):499-505.
74. Scotti N, Scansetti M, Rota R, Pera F, Pasqualini D, Berutti E. The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. *Clin Oral Investig.* 2011;15(6):923-9.
75. Sorrentino R, Monticelli F, Goracci C, Zarone F, Tay FR, Garcia-Godoy F, et al. Effect of post-retained composite restorations and amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Am J Dent.* 2007;20(4):269-74.
76. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PCF, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The Influence of Cavity Design and Glass Fiber Posts on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Premolars. *J Endod.* 2008;34(8):1015-9.
77. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994;20(10):479-85.
78. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(6):557-63.
79. Frater M, Forster A, Jantyk A, Braunitzer G, Nagy K, Grandini S. In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique. *Aust Endod J.* 2017;43(1):16-22.

80. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. 2005;38(1):46-51.
81. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater. 2004;20(1):29-36.
82. Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. J Can Dent Assoc. 2008;74(5):441.
83. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res. 1999;78(4):906-11.
84. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. J Esthet Restor Dent. 2007;19(6):340-53; discussion 54.
85. Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. Int J Prosthodont. 2004;17(3):369-76.
86. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. J Oral Rehabil. 2009;36(4):299-312.
87. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE Trans Biomed Eng. 1991;38(4):339-45.
88. Huysmans MC, Peters MC, Van der Varst PG, Plasschaert AJ. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. Int Endod J. 1993;26(5):294-300.
89. Scotti N, Scansetti M, Rota R, Pera F, Pasqualini D, Berutti E. The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. Clin Oral Investig. 2011;15(6):923-9.
90. standard TIT. ISO TR 11405. Dental materials—guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization 1994.
91. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. Biomaterials. 2003;24(6):1013-21.
92. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. J Endod. 1998;24(12):807-10.

93. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):438-45.
94. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):360-7.
95. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):262-9.
96. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1971;32(2):271-5.
97. 3M. 3M post and core solution 2017 [cited 2020 2 Jan]. Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/11465200/3m-relyx-fiber-post-3d-glass-fiber-post-technical-data-sheet.pdf>.
98. DentsplySirona. ProTaper Next Shape Dimensions 2020 [cited 2020 2 Jan]. Available from: https://assets.dentsplysirona.com/dentsply/pim/manufacturer/Endodontics/Glide_Path_Shaping/Rotary_Reciprocating_Files/Shaping/PROTAPER_NEXT_Rotary_Files/PROTAPER%20NEXT_Shape%20Dimensions_EN.pdf.
99. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
100. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(6):489-93.
101. Rocca GT, Daher R, Saratti CM, Sedlacek R, Suchy T, Feilzer AJ, et al. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. *J Dent.* 2018;68:41-50.

102. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent*. 2017;59:54-61.
103. Pasqualini D, Alovise M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino DS, Bianchi CC, et al. Micro-Computed Tomography Evaluation of ProTaper Next and BioRace Shaping Outcomes in Maxillary First Molar Curved Canals. *J Endod*. 2015;41(10):1706-10.
104. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent*. 89(4):360-7.
105. Soares C, Pizi E, Fonseca R, Martins R. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005;19:11-6.
106. Pini M, Wiskott HWA, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodontal Res*. 2002;37(4):237-44.
107. Picton DCA. On the part played by the socket in tooth support. *Arch Oral Biol*. 1965;10(6):945-55.
108. Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*. 2005;38(4):230-7.
109. Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part II: Technique. *J Prosthet Dent*. 1983;49(4):491-7.
110. Widmalm SE, Ericsson SG. Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil*. 1982;9(5):445-50.
111. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *J Dent Res*. 1999;78(7):1336-44.
112. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23(13):2667-82.
113. Adanir N, Belli S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. *Eur J Dent*. 2008;2(1):23-8.

114. Silva GRd, Santos-Filho PCdF, Simamoto-Júnior PC, Martins LRM, Mota ASd, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J.* 2011;22:230-7.

115. Fráter M, Lassila L, Braunitzer G, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. *Clin Oral Investig.* 2020;24(1):265-276. doi:10.1007/s00784-019-02902-3





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางแสดง ขนาดของพื้นที่ใช้ในการศึกษา

กลุ่มที่	ความสูง (มม.)			ความกว้าง (มม.)	
	โดยรวม	ตัวพื้น	รากพื้น	ใกล้แถม- ใกล้ลิ้น	ใกล้กลาง- ใกล้กลาง
1	21.63	7.99	13.64	9.28	7.80
1	21.89	7.72	14.17	9.21	7.75
1	22.34	7.93	14.41	9.23	7.65
1	21.62	8.04	13.58	9.39	7.86
1	22.53	8.23	14.30	9.41	7.77
1	21.85	8.04	13.81	9.39	7.86
1	22.23	7.88	14.35	9.88	8.15
1	21.40	7.62	13.78	9.79	8.12
2	21.55	7.81	13.74	9.90	8.15
2	21.63	7.98	13.65	9.51	7.90
2	22.25	7.82	14.43	9.91	8.02
2	21.64	7.89	13.75	9.23	7.50
2	21.75	7.79	13.96	9.34	7.53
2	22.64	8.28	14.36	9.16	7.55
2	22.25	7.98	14.27	9.86	8.06
2	21.65	7.98	13.67	9.27	7.42
3	22.40	8.12	14.28	9.12	7.45
3	22.62	8.36	14.26	9.82	7.78
3	21.81	8.02	13.79	9.75	7.90
3	22.49	8.12	14.37	9.64	7.67
3	21.91	8.25	13.66	9.97	8.14
3	22.52	8.34	14.18	9.05	8.17
3	21.34	7.72	13.62	9.97	7.86
3	22.21	8.28	13.93	9.32	8.04
4	21.69	7.63	14.06	9.26	8.05

4	21.95	7.95	14.00	9.08	7.47
4	22.31	8.29	14.02	9.92	8.14
4	21.77	7.66	14.11	9.55	7.88
4	21.66	7.81	13.85	9.65	7.52
4	22.54	8.28	14.26	9.72	8.16
4	21.59	8.17	13.42	9.29	8.02
4	21.89	7.70	14.19	9.81	7.85
5	21.68	8.13	13.55	9.37	7.78
5	22.34	8.32	14.02	9.94	8.17
5	21.53	7.87	13.66	9.28	8.07
5	22.50	8.06	14.44	9.57	7.48
5	21.92	7.74	14.18	9.69	7.49
5	21.86	8.08	13.78	9.93	7.73
5	22.18	8.16	14.02	9.88	7.48
5	22.47	8.35	14.12	9.90	8.02

ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุดของขนาดพื้นที่ใช้
ในการศึกษา

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
total	40	21.34	22.64	22.0008	.38216
crown	40	7.62	8.36	8.0098	.22228
root	40	13.42	14.44	13.9910	.28903
BLi	40	9.05	9.97	9.5560	.29890
MD	40	7.42	8.17	7.8352	.24842
Valid N (listwise)	40				



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางแสดงการทดสอบการกระจายตัวของขนาดพื้นที่ใช้ในการศึกษา

Tests of Normality

Group	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
total	Group 1	.172	8	.200*	.950	8	.709
	Group 2	.288	8	.049	.824	8	.051
	Group 3	.204	8	.200*	.903	8	.308
	Group 4	.220	8	.200*	.878	8	.179
	Group 5	.153	8	.200*	.932	8	.531
crown	Group 1	.161	8	.200*	.966	8	.868
	Group 2	.279	8	.067	.832	8	.062
	Group 3	.191	8	.200*	.883	8	.202
	Group 4	.178	8	.200*	.871	8	.153
	Group 5	.195	8	.200*	.946	8	.672
root	Group 1	.218	8	.200*	.878	8	.182
	Group 2	.258	8	.125	.846	8	.087
	Group 3	.214	8	.200*	.894	8	.253
	Group 4	.267	8	.097	.850	8	.096
	Group 5	.191	8	.200*	.967	8	.876
BLi	Group 1	.309	8	.023	.825	8	.052
	Group 2	.229	8	.200*	.841	8	.077
	Group 3	.190	8	.200*	.885	8	.212
	Group 4	.171	8	.200*	.948	8	.694
	Group 5	.259	8	.122	.858	8	.114
MD	Group 1	.273	8	.082	.880	8	.187
	Group 2	.268	8	.094	.861	8	.124
	Group 3	.124	8	.200*	.958	8	.792
	Group 4	.196	8	.200*	.875	8	.167
	Group 5	.220	8	.200*	.874	8	.164

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางแสดงการทดสอบความแปรปรวนของขนาดพื้นที่ใช้ในการศึกษา

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
total	.351	4	35	.841
crown	1.179	4	35	.337
root	1.009	4	35	.416
BLi	.913	4	35	.467
MD	1.311	4	35	.285



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางแสดงการทดสอบสถิติ 1-way ANOVA ของขนาดพื้นที่ใช้ในการศึกษาระหว่างกลุ่ม

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
total	Between Groups	.369	4	.092	.606	.661
	Within Groups	5.327	35	.152		
	Total	5.696	39			
crown	Between Groups	.340	4	.085	1.876	.137
	Within Groups	1.587	35	.045		
	Total	1.927	39			
root	Between Groups	.009	4	.002	.025	.999
	Within Groups	3.249	35	.093		
	Total	3.258	39			
BLi	Between Groups	.266	4	.066	.723	.582
	Within Groups	3.219	35	.092		
	Total	3.484	39			
MD	Between Groups	.109	4	.027	.414	.797
	Within Groups	2.298	35	.066		
	Total	2.407	39			



ตารางแสดง ความต้านทานต่อการแตกหัก รูปแบบการแตกหัก และรูปแบบของการแตกหักของ
ชิ้นงานแต่ละชิ้น

กลุ่ม	ความต้านทานต่อการแตกหัก (N)	รูปแบบการแตกหัก (1=favourable fracture 2=non fourable fracture)	ตำแหน่งการแตกหัก (1=Lingual cusp 2=Buccal cusp)
1	598.82	1	1
1	495.35	1	1
1	620.97	1	1
1	335.75	1	1
1	629.56	1	1
1	393.58	1	1
1	526.75	1	1
1	486.54	1	1
2	108.41	1	1
2	90.32	1	1
2	36.97	1	1
2	62.09	1	1
2	44.70	1	1
2	85.74	1	1
2	57.34	1	1
2	65.45	1	1
3	158.51	1	1
3	206.81	1	1
3	255.54	1	1
3	275.12	1	1
3	180.45	1	1
3	319.02	1	1
3	283.97	1	1
3	329.37	1	1

4	251.34	1	1
4	463.67	2	2
4	454.23	1	1
4	374.64	1	1
4	423.57	1	1
4	385.78	1	1
4	357.92	1	1
4	303.46	1	1
5	460.32	1	1
5	387.63	1	1
5	395.33	1	1
5	317.33	1	1
5	278.95	1	1
5	386.39	1	1
5	385.32	1	1
5	485.53	1	1

ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุดของความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่ใช้ในแต่ละกลุ่ม

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Group 1	8	510.9150	106.53870	37.66712	421.8464	599.9836	335.75	629.56
Group 2	8	68.8775	24.20306	8.55707	48.6432	89.1118	36.97	108.41
Group 3	8	251.0988	63.18043	22.33765	198.2786	303.9189	158.51	329.37
Group 4	8	376.8263	72.98724	25.80488	315.8074	437.8451	251.34	463.67
Group 5	8	387.1000	67.27937	23.78685	330.8530	443.3470	278.95	485.53
Total	40	318.9635	166.12857	26.26723	265.8330	372.0940	36.97	629.56

ตารางแสดงการทดสอบการกระจายตัวของค่าความต้านทานต่อการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

Tests of Normality

Group	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Frac Group 1	.170	8	.200*	.925	8	.474
Group 2	.181	8	.200*	.962	8	.832
Group 3	.153	8	.200*	.937	8	.584
Group 4	.148	8	.200*	.951	8	.718
Group 5	.239	8	.198	.934	8	.555

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction



ตารางแสดงการทดสอบการความแปรปรวนของค่าความต้านทานต่อการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

Test of Homogeneity of Variances

Frac

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2.416	4	35	.067

ตารางแสดงการทดสอบสถิติ 1-way ANOVA ของค่าความต้านทานต่อการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

ANOVA

Frac

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	895877.524	4	223969.381	43.436	.000
Within Groups	180471.896	35	5156.340		
Total	1076349.42	39			

ตารางแสดงการทดสอบสถิติ post hoc multiple comparison ของค่าความต้านทานต่อการแตกหักของแต่ละกลุ่ม



Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Frac

Tukey HSD

(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Group 1	Group 2	442.03750*	35.90383	.000	338.8118	545.2632
	Group 3	259.81625*	35.90383	.000	156.5906	363.0419
	Group 4	134.08875*	35.90383	.006	30.8631	237.3144
	Group 5	123.81500*	35.90383	.012	20.5893	227.0407
Group 2	Group 1	-442.0375*	35.90383	.000	-545.2632	-338.8118
	Group 3	-182.2213*	35.90383	.000	-285.4469	-78.9956
	Group 4	-307.9488*	35.90383	.000	-411.1744	-204.7231
	Group 5	-318.2225*	35.90383	.000	-421.4482	-214.9968
Group 3	Group 1	-259.8163*	35.90383	.000	-363.0419	-156.5906
	Group 2	182.22125*	35.90383	.000	78.9956	285.4469
	Group 4	-125.7275*	35.90383	.011	-228.9532	-22.5018
	Group 5	-136.0013*	35.90383	.005	-239.2269	-32.7756
Group 4	Group 1	-134.0888*	35.90383	.006	-237.3144	-30.8631
	Group 2	307.94875*	35.90383	.000	204.7231	411.1744
	Group 3	125.72750*	35.90383	.011	22.5018	228.9532
	Group 5	-10.27375	35.90383	.998	-113.4994	92.9519
Group 5	Group 1	-123.8150*	35.90383	.012	-227.0407	-20.5893
	Group 2	318.22250*	35.90383	.000	214.9968	421.4482
	Group 3	136.00125*	35.90383	.005	32.7756	239.2269
	Group 4	10.27375	35.90383	.998	-92.9519	113.4994

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางแสดงการทดสอบสถิติ Chi-square ของรูปแบบการแตกหักของแต่ละกลุ่ม

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	5.766 ^a	4	.217
Likelihood Ratio	6.285	4	.179
Linear-by-Linear Association	2.811	1	.094
N of Valid Cases	40		

a. 5 cells (50.0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is .60.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY