การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูป

ปริญญานิพนธ์
ของ
เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กรกฎาคม 2558

การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูป

ปริญญานิพนธ์
ของ
เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กรกฎาคม 2558
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูป

บทคัดย่อ

ของ

เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
กรกฎาคม 2558

เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์. (2558). *การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูป.* ปริญญานิพนธ์. วท.ม.(ทันตกรรมคลินิก). กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัยมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์: ผศ.ทพญ.ดร. ณปภา เอี่ยมจิรกุล

วัตถุประสงค์ เพื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวมกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวม

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ นำฟันรากเดียวของมนุษย์ที่ถูกถอนจำนวน 60 ซี่ มาตัดส่วนตัวฟันออกที่ระดับเหนือรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและผิวเคลือบฟัน 2 มิลลิเมตร ทำการรักษาคลองรากฟันและเตรียมช่องว่างเดือยฟัน จากนั้นแบ่งกลุ่มรากฟันตัวอย่างแบบสุ่มออกเป็นกลุ่มทดลอง 2 กลุ่ม จำนวนกลุ่มละ 30 ซี่ กลุ่มที่ 1 นำไปยึดเดือยไฟเบอร์ด้วยเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมชนิดแวริโอลิงค์ทู กลุ่มที่ 2 ยึดเดือยฟันไฟเบอร์ด้วยวัสดุก่อแกนฟันชนิดลักซาคอร์ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวมตามขั้นตอนคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต จากนั้นตัดรากฟันตัวอย่างเป็นแผ่นตามแนวนอนตั้งฉากกับแนวแกนฟันจนได้แผ่นรากฟันตัวอย่างส่วนต้น ส่วนกลาง และส่วนปลายรากฟันที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร นำไปทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดด้วยเครื่องทดสอบสากลที่ความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อวินาที แล้วจึงนำไปตรวจดูรูปแบบการเสียหายของวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเลกตรอนชนิดส่องกราด แล้วนำข้อมูลมาทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-way ANOVA) ร่วมกับวิเคราะห์เชิงซ้อนด้วยวิธีการทดสอบของทูคีย์ (Tukey's HSD) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา พบว่าที่คลองรากฟันระดับเดียวกันค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยลักซาคอร์สูงกว่าแวริโอลิงค์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) นอกจากนี้พบว่าทั้งในกลุ่มลักซาคอร์และแวริโอลิงค์ทูค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยที่เดือยฟันส่วนต้นมีค่าสูงกว่าบริเวณเดือยฟันส่วนกลางและส่วนปลายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และเมื่อพิจารณารูปแบบการเสียหายของวัสดุในกลุ่มแวริโอลิงค์ทูพบความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างผนังคลองรากฟันและซีเมนต์มากที่สุด และในกลุ่มลักซาคอร์พบความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างซีเมนต์และเดือยฟันมากที่สุด

บทสรุป ลักซาคอร์สามารถใช้เป็นสารเชื่อมยึดและก่อแกนฟันมีค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดมากกว่าแวริโอลิงค์ทู จึงน่าจะเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาใช้ในการยึดเดือยฟันได้

A COMPARISON OF THE PUSH-OUT BOND STRENGTH BETWEEN DUAL POLYMERIZED COMPOSITE CORE BUILD-UP AND TOTAL-ETCHED RESIN LUTING CEMENT FOR PREFABRICATED FIBER POSTS

AN ABSTRACT

BY

MAYTINEE VIVATHANASITTIPHONG

Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the

Master of Science (Clinical Dentistry) in Dentistry

at Srinakharinwirot University

July 2015

Maytinee Vivathanasittiphong. (2015). *A comparison of the push-out bond strength between dual polymerized composite core build-up and total-etched resin luting cement for prefabricated fiber posts*. Master thesis, M.S. (Dentistry). Bangkok: Graduate school, Srinakharinwirot University. Advisor Committee: Assistant Professor Doctor Napapa Aimjirakul.

Purpose: To compare push-out bond strength of dual-cured core build-up resin composites and dual-cured resin cement using total-etch adhesive for bonding fiber posts to root canal dentin.

Materials and methods: Sixty extracted single-rooted human teeth were sectioned transversely 2 mm. coronal to cementoenamel junction and standard root canal treatment was performed on root part. After standardized post space preparations, all roots were randomly divided into two groups of thirty (n=30). Group 1 fiber posts were luted with total-etched resin cement (Variolink® II) and group 2 were luted with composite resin core build-up material (Luxacore® Z-Dual) combined with total-etched adhesive system according to the luting cements (Luxacore® Z-Dual and Variolink® II). All roots were cut perpendicular to the long axis to create slices from the coronal (L1), middle (L3) and apical (L5) sections which each section was 1.0 mm. thickness. The push-out bond strength was measured with Universal Testing Machine with a cross-head speed 0.5 mm/min. After push-out tests, each specimen was observed by using a scanning electron microscope (65x) to examine the failure mode. The data were analyzed using two-way analysis of variance and post hoc Tukey's test (p<0.05).

Results: In 3 root canal regions, the mean push-out bond strength of Luxacore® Z-Dual showed significantly higher bond strengths than Variolink® II (p<0.05). Mean push out bond strength of both Luxacore® Z-Dual and Variolink® II at cervical region were higher than at middle and apical region (p<0.05). The analysis of failure modes revealed that most of the failures were adhesive failure and occurred at the interface between dentin and luting agent for Variolink® II group, while adhesive failure between the luting agent and the post was found in Luxacore® Z-Dual group.

Conclusion: Regional push-out bond strength of Luxacore® Z-Dual resulted in significantly higher bond strength than Variolink®II (p<0.05) and this method may be considered an alternative technique to luted prefabricated fiber post with in root canal.

ปริญญานิพนธ์
เรื่อง
การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดรวมในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูป
ของ
เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

……คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.สมชาย สันติวัฒนกุล)
วันที่…….เดือน……..พ.ศ. 25……..

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ คณะกรรมการสอบปากเปล่า

……ที่ปรึกษา ……ประธาน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ดร.ณปภา เอี่ยมจิรกุล) (อาจารย์ ทพญ.ดร.สิริลักษณ์ ตีรณธนากุล)

……กรรมการ
(อาจารย์ ทพญ.ดร.กมลพร วัฒนเสริมกิจ)

……กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ดร.ณปภา เอี่ยมจิรกุล)

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย

จาก

เงินรายได้มหาวิทยาลัย ประจำปี 2556 ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ประกาศคุณูปการ

ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ ทพ.ธีรชัย ลิมป์ลาวัณย์ และ ผศ.ทพญ. ดร.ณปภา เอี่ยมจิรกุล เป็นอย่างยิ่งที่คอยให้คำปรึกษา คำแนะนำ ชี้แนะแนวทางการทำวิจัย ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำการวิจัยสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ อาจารย์ ทพญ.ดร.ปรมาภรณ์ จิ๋วพัฒนกุล ภาควิชาโอษฐวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ที่ให้คำแนะนำเกี่ยวกับสถิติในงานวิจัยครั้งนี้

ข้าพเจ้าขอขอบคุณ นางสาว กนกพร ปิ่นนาค คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ผู้ซึ่งให้ความรู้และให้ความช่วยเหลือด้านการใช้เครื่องตัดฟันชนิดใบเลื่อยกากเพชรความเร็วรอบต่ำและกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

ข้าพเจ้าขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สำหรับทุนอุดหนุนการวิจัยประจำปี 2556 ทำให้การวิจัยของข้าพเจ้ามีทรัพยากรที่เพียงพอและสามารถดำเนินการวิจัยได้สำเร็จลุล่วงตามที่ตั้งวัตถุประสงค์ไว้

ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบปากเปล่าทุกท่าน อันได้แก่ อาจารย์ ทพญ.ดร. สิริลักษณ์ ตีรณธนากุล อาจารย์ ทพญ.ดร.กมลพร วัฒนเสริมกิจ ที่ช่วยตรวจทาน ให้คำแนะนำ และแก้ไขจุดบกพร่อง ทำให้งานวิจัยฉบับนี้มีความถูกต้องและมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ	1
ภูมิหลัง	1
ความมุ่งหมายของการวิจัย	2
ความสำคัญของการวิจัย	2
ขอบเขตของการวิจัย	3
สมมติฐานในการวิจัย	4
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
บทบาทของการใช้เดือยฟันไฟเบอร์ร่วมกับสารยึดติด	5
สารยึดติดระบบกรดกัดรวม	6
ปัจจัยที่มีผลต่อการยึดติดของเดือยฟันไฟเบอร์กับคลองรากฟัน	10
ชนิดของเรซินซีเมนต์	12
แวริโอลิงค์ทู	14
เรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นสารเชื่อมยึด	15
ลักซาคอร์	15
การทดสอบความแข็งแรงการยึดติด	16
เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ	17
3 วิธีการดำเนินการวิจัย	19
วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย	19
วิธีการดำเนินงานวิจัย	22
การทดสอบทางสถิติ	29
4 ผลการวิจัย	30

สารบัญ(ต่อ)

บทที่	หน้า
5 อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ……	35
อภิปรายผล……	35
สรุปผลการวิจัย……	40
ข้อเสนอแนะ……..	40
บรรณานุกรม……..	42
ภาคผนวก……..	53
ประวัติย่อผู้วิจัย……...	59

บัญชีตาราง

ตาราง **หน้า**

1 แสดงส่วนประกอบของแอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพสและซิงเกิ้ลบอนด์ทู 6

2 แสดงส่วนประกอบของแวริโอลิงค์ทู..... 14

3 แสดงค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในหน่วยเมกะปาสตาล (ค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐาน)ของกลุ่มทดลองที่ระดับต่าง ๆ ของรากฟัน..... 30

4 แสดงอัตราส่วนร้อยละของผลการทดลองรูปแบบการเสียหายของวัสดุ..... 32

5 การเก็บรวบรวมผลการทดลองค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด..... 54

6 การเก็บรวบรวมผลการทดลองรูปแบบการเสียหายของวัสดุ..... 54

7 แสดงข้อมูลค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของทุกกลุ่มการทดลองในหน่วยเมกะปาสคาล..... 55

8 พรรณนาลักษณะของข้อมูลของแต่ละกลุ่มทดลอง..... 56

9 แสดงผลการทดสอบลักษณะการกระจายของข้อมูล..... 56

10 แสดงผลการตรวจสอบความเท่ากันของความแปรปรวน..... 56

11 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง..... 57

12 แสดงผลจากทำการเปรียบเทียบภายหลังการวิเคราะห์ข้อมูล โดยวิธีการทดสอบของทูกีย์..... 58

บัญชีภาพประกอบ

ภาพประกอบ **หน้า**

1 แสดงขนาดและรูปร่างของเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ 18

2 แอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพส (Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE, Lot No. 7540S, Germany)…….. 19

3 แวริโอลิงค์ทู (Variolink® II, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)……... 19

4 ลักซาคอร์ (Luxacore® Z-Dual, DMG, Hamburg, Germany)……... 20

5 เอเอช พลัส ซีลเลอร์ (AH Plus®, De Trey, Zurich, Switzerland)……. 20

6 เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์2 (D.T. Light-Post ®ILLUSION™ X-RO, R.T.D., St. Egreve, France)…… 21

7 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator; Siam cement industry CO., LTD., Thailand)…… 23

8 แสดงการใช้เครื่องสำรวจความขนานเพื่อให้แกนฟันตั้งฉากกับแนวระนาบในการนำรากฟันฝังลงในอะคริลิกชนิดบ่มเอง…… 24

9 แสดงการจับยึดของบล็อกอะคริลิกที่มีความขนานเพื่อให้ได้แนวที่ถูกต้องในการจับกับตัวยึดของเครื่องตัดฟัน……..… 24

10 เครื่องตัดฟันชนิดใบเลื่อยกากเพชรความเร็วรอบต่ำ (Low speed diamond saw: ISOMET 1000, Buehler Ltd., Lake bluff, IL, USA)…… 26

11 แสดงการตัดแผ่นรากฟันออกเป็นชิ้นทดสอบ 3 ชิ้น เป็นตัวแทนของเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟัน(L1) เดือยฟันส่วนกลาง(L3) เดือยฟันส่วนใกล้ปลายรากฟัน(L5) 26

12 กล้องสเตอริโอไมโครสโคป (Stereomicroscope, Olympus SZ11, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan)…….. 27

13 แสดงการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของเครื่องทดสอบสากลกดลงตรงกลางของเดือยฟัน……. 28

14 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยและค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐานของกลุ่มการทดลอง…… 31

15 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดแสดงรูปแบบการเสียหายของวัสดุ 33

บทที่ 1
บทนำ

ภูมิหลัง

ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมักมีการสูญเสียโครงสร้างของฟันจากฟันผุ การแตกหักของฟัน และขั้นตอนการรักษาคลองรากฟัน[1-4] ดังนั้นในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันเพื่อให้เกิดความแข็งแรงและต้านทานต่อการแตกหัก (fracture resistance) เช่นการทำเดือยฟันร่วมกับวัสดุก่อแกนฟัน (core build-up) และครอบฟัน[5] ปัจจุบันการเลือกใช้วัสดุในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้ว เปลี่ยนจากการใช้วัสดุที่มีความแข็งตรึง (rigid) เช่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ทองและเซอร์โคเนีย (zirconia) มาเป็นเดือยฟันไฟเบอร์ (fiber post) โดยใช้ร่วมกับสารยึดติด (adhesive agents) และเรซินซีเมนต์ในการยึดเดือยฟันเข้ากับผนังคลองรากฟัน เนื่องจากเดือยฟันไฟเบอร์มีลักษณะทางกลใกล้เคียงกับเนื้อฟันคือมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ใกล้เคียงกับเนื้อฟันในคลองรากฟันคือ 18.6 จิกะปาสคาล (GPa) ทำให้มีสมบัติทางกล (mechanical property) ดีกว่า[6]

มีการศึกษาพบว่าการใช้เดือยฟันไฟเบอร์ร่วมกับสารยึดติดและเรซินซีเมนต์จะทำให้ลดการแตกหักของรากฟันตามแนวดิ่ง (vertical root fracture) แต่ในขณะเดียวกันพบว่ารูปแบบความล้มเหลวที่พบได้บ่อยที่สุดคือการสูญเสียการยึดอยู่บริเวณหน้าสัมผัสของเดือยฟันไฟเบอร์ เรซินและเนื้อฟัน[7-9] ดังนั้นปัจจัยเรื่องการยึดอยู่ของเดือยฟันจึงเป็นสิ่งสำคัญ ทำให้มีการศึกษาเพื่อปรับปรุงการยึดอยู่ของเดือยฟันมากขึ้น จากการศึกษาของ Pereira และคณะในปี 2013[7] พบว่ามีปัจจัยหลายประการที่มีผลต่อการยึดอยู่ในระยะยาวระหว่างผิวหน้าของสารยึดติด เช่นปริมาณความเข้มแสง (light intensity) จากเครื่องฉายแสง ระดับการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ (polymerization) ความเค้นที่เกิดจากปัจจัยซี (c-factor) ระหว่างสารยึดติดและซีเมนต์ การเกิดฟองอากาศและช่องว่างในชั้นของเรซินซีเมนต์ ลักษณะรูปร่างทางโครงสร้างของชั้นเนื้อฟัน การควบคุมความชื้นภายในคลองรากฟัน และการเข้ากันของระบบสารยึดติดและเรซินซีเมนต์ ดังนั้นขั้นตอนในการยึดติดเดือยฟันภายในคลองรากฟันเป็นสิ่งสำคัญที่จะส่งเสริมให้เกิดการยึดติดที่ดี เกิดความแนบสนิทบริเวณผนังคลองรากฟัน และการคงอยู่ของวัสดุบูรณะทางอ้อม (durability of indirect restorations)[10] ในปัจจุบันมีการศึกษามากมายที่ได้ศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติของเดือยฟันไฟเบอร์

ร่วมกับสารเชื่อมยึด (luting agent) และสารยึดติดซึ่งในท้องตลาดมีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่ออกมาให้เลือกหลายชนิด โดยมีการปรับปรุงคุณสมบัติต่างๆ รวมทั้งทำให้ใช้งานได้ง่ายขึ้น

ดังนั้นอัตราความสำเร็จในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันโดยใช้เดือยฟันไฟเบอร์จะขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของระบบสารยึดติดที่ใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์เพื่อให้เกิดการยึดอยู่ที่ดี และส่งผลให้เกิดค่าความแข็งแรงพันธะ (bond strength) ที่ดี ซึ่งเรซินซีเมนต์ชนิดกรดกัดรวมเป็นระบบที่มีการศึกษาพบว่ามีประสิทธิภาพในการยึดติดที่ดี[8,11] ถึงแม้จะมีข้อจำกัดเกี่ยวกับความไวทางเทคนิค (technique sensitivity) ทั้งนี้ปัจจุบันมีการพัฒนาเรซินคอมโพสิตที่สามารถใช้เป็นวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึดได้ในตัวเดียวกัน เพื่อหวังผลให้เกิดโมโนบล็อกมากยิ่งขึ้น[6,12,13] แต่ยังคงมีการศึกษาเกี่ยวกับการเปรียบเทียบความแข็งแรงพันธะจำกัดและบางการศึกษาให้ผลขัดแย้งกัน จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการยึดติดของเรซินซีเมนต์ชนิดกรดกัดรวมและวัสดุก่อแกนฟันที่ใช้เป็นสารเชื่อมยึดในตัวเดียวกัน ทั้งนี้เพื่อให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้วัสดุในการยึดติดเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปได้อย่างมีประสิทธิภาพ ยังผลให้เกิดความสำเร็จในการรักษาผู้ป่วยสูงสุด

ความมุ่งหมายของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวม เปรียบเทียบกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวม
2. เพื่อศึกษารูปแบบการเสียหายของวัสดุ (mode of failure) ระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวม เปรียบเทียบกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวม

ความสำคัญของการวิจัย

เนื่องจากเรซินคอมโพสิตชนิดที่สามารถใช้เป็นวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึด ถูกนำมาใช้ในทางคลินิกมากขึ้น แต่ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุดังกล่าวจำกัด จึงมีความจำเป็นที่จะศึกษาเกี่ยวกับความแข็งแรงของพันธะของวัสดุที่ใช้ยึดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์กับคลองรากฟันเพื่อเป็นแนวทางในการเลือกใช้วัสดุที่เหมาะสม

ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (experimental research) ในห้องปฏิบัติการ

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระแบ่งเป็นดังนี้

1.1 เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวม

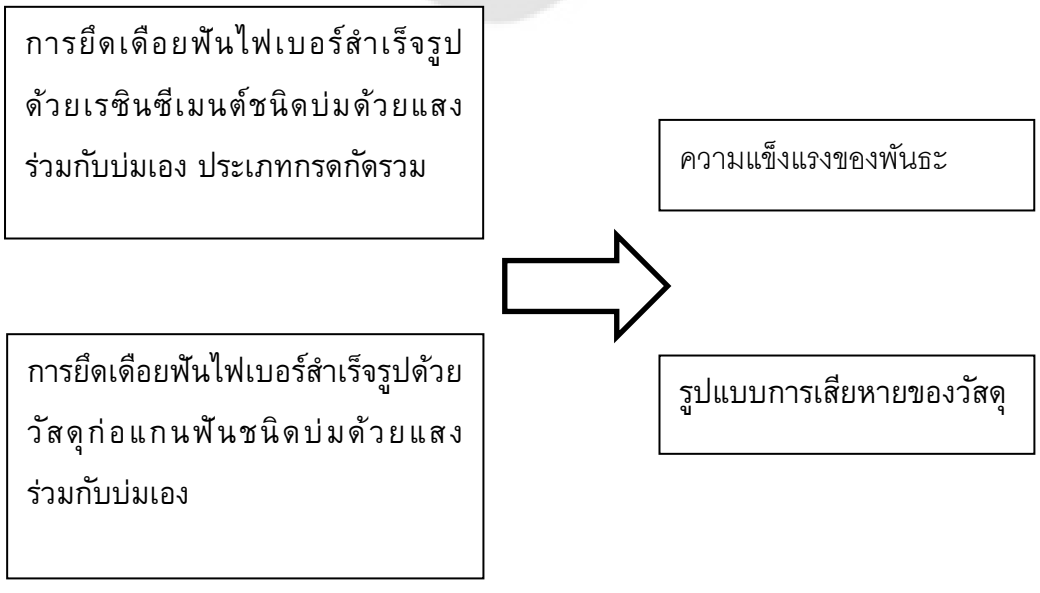
1.2 วัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวม

2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ค่าความแข็งแรงของพันธะต้านแรงกดที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในคลองรากฟันและรูปแบบการเสียหายของวัสดุ

นิยามศัพท์เฉพาะ

1. **Push out test** หมายถึง การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด
2. **Material failure modes** หมายถึง รูปแบบการเสียหายของวัสดุ
3. **Core build-up material** หมายถึง วัสดุก่อแกนฟัน
4. **Total-etch adhesive** หมายถึง สารยึดติดระบบกรดกัดรวม
5. **Dual-cured resin cement** หมายถึง เรซินซีเมนต์ที่มีการบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง

กรอบแนวคิด (Conceptual Framework)



สมมุติฐานการวิจัย

H_0 ที่คลองรากฟันระดับเดียวกันค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวมกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวมไม่ต่างกัน

H_1 ที่คลองรากฟันระดับเดียวกันค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวมกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองประเภทกรดกัดรวมต่างกัน

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. บทบาทของการใช้เดือยฟันไฟเบอร์ร่วมกับสารยึดติด
2. สารยึดติดระบบกรดกัดรวม
3. ปัจจัยที่มีผลต่อการยึดติดของเดือยฟันไฟเบอร์กับคลองรากฟัน
4. ชนิดของเรซินซีเมนต์
5. แวริโอลิงค์ทู
6. เรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นสารเชื่อมยึด
7. ลักซาคอร์
8. การทดสอบความแข็งแรงการยึดติด
9. เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ

บทบาทของการใช้เดือยฟันไฟเบอร์ร่วมกับสารยึดติด

เดือยฟันไฟเบอร์ได้รับความนิยมมากขึ้นในทางทันตกรรมตั้งแต่ในปี 1990 เนื่องจากมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันในคลองรากฟัน ซึ่งแตกต่างจากเดือยฟันโลหะ (metal post) ที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นมากกว่าเนื้อฟัน[14-16] ทำให้เดือยฟันไฟเบอร์มีลักษณะทางกล (mechanical characteristics) ที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน[6] มีหลายการศึกษาแสดงให้เห็นว่าเดือยฟันไฟเบอร์สามารถช่วยลดการแตกหักของรากฟันเนื่องจากช่วยกระจายแรงเค้นจากการสบฟันไปสู่ผนังคลองรากฟันสม่ำเสมอ[17,18] โดยเฉพาะเมื่อใช้เดือยฟันไฟเบอร์ร่วมกับวัสดุก่อแกนฟันชนิดเรซินคอมโพสิตพบว่าสามารถต้านทานการแตกหักจากการให้แรงแบบคงที่และแรงที่ทำให้เกิดความล้า (static and fatigue loadings) และการแตกหักเกิดในลักษณะที่สามารถทำการซ่อมแซมได้[19,20] นอกจากนี้เดือยฟันไฟเบอร์ยังมีคุณสมบัติที่ดีอีกหลายประการเช่น มีความต้านทานการกัดกร่อน (corrosion resistance) ใช้งานได้ง่าย สามารถรื้อได้ง่ายเมื่อต้องทำการรักษารากฟันใหม่ มีความสวยงามและการรักษาเพื่อทำการใส่เดือยฟันไฟเบอร์สามารถทำให้เสร็จได้ภายในครั้งเดียว[2]

ในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันด้วยเดือยฟันไฟเบอร์จะใช้ร่วมกับสารยึดติดและเรซินซีเมนต์ มีรายงานว่าช่วยเพิ่มการยึดอยู่ของเดือยฟันและเพิ่มการต้านทานต่อการแตกหักเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ซีเมนต์แบบดั้งเดิม (conventional luting cements) ยึดเดือยฟัน [10] โดยเรซินซีเมนต์และสารยึดติดที่มีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นอยู่ในช่วงเดียวกับของเดือยฟันและเนื้อฟันมักถูกนำมาใช้ในการยึดเดือยฟันกับคลองรากฟัน ผลจากการที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) ในทางชีวกลศาสตร์จะช่วยให้เกิดการกระจายแรงเค้นสม่ำเสมอ ซึ่งจะช่วยรักษาโครงสร้างฟันที่อ่อนแอและช่วยลดการรั่วซึมระดับจุลภาคที่หน้าสัมผัสระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ ลดการเกิดรอยผุกลับซ้ำและลดการติดเชื้อใหม่ของที่บริเวณรอบปลายรากฟัน[21]

สารยึดติดระบบกรดกัดรวม (Total-etch adhesives)

สารยึดติดระบบกรดกัดรวม คือระบบที่ต้องใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 30-40 หรือกรดชนิดอื่นที่มีความเป็นกรดใกล้เคียงกันปรับสภาพผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันก่อนทาสารไพรเมอร์ และตามด้วยสารยึดติดเรซิน โดยสารยึดติดระบบกรดกัดรวมมีทั้งแบบสามขั้นตอน (three-step total-etch adhesive) คือมีขั้นตอนการปรับสภาพด้วยกรด การทาสารไพรเมอร์ และสารยึดติดเรซิน เช่น แอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพส (Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE) และแบบสองขั้นตอน (two-step total-etch adhesive) คือการปรับสภาพด้วยกรด ตามด้วยการทาสารไพรเมอร์และสารยึดติดเรซินรวมกันเช่น ซิงเกิ้ลบอนด์ทู (Single bond 2, 3M ESPE) ดังแสดงในตาราง 1 ทั้งนี้มีการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าประสิทธิภาพการยึดติดกับผิวเนื้อฟันของสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบสองขั้นตอนยังด้อยกว่าระบบกรดกัดรวมแบบสามขั้นตอน[11,22]

ตาราง 1 แสดงส่วนประกอบของแอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพสและซิงเกิ้ลบอนด์ทู

ชนิดของวัสดุ	ประเภท	ส่วนประกอบ	พีเอช (PH)
Adper Scotchbond Multi-Purpose	Three-step total etch adhesive	Component 1(etchant): 35% H_3PO_4 Component 2: (Scotchbond Multi-Purpose primer) HEMA, polyalkenoic acid polymer, water Component 3: (Scotchbond Multi-Purpose adhesive) Bis-GMA, HEMA, tertiary amines (both for light-cure and self-cure initiators), photo-initiator	Primer: 3.3 Bonding: 8.2

ตาราง 1 (ต่อ)

ชนิดของวัสดุ	ประเภท	ส่วนประกอบ	พีเอช (PH)
Adper Single Bond 2	Two-step total etch adhesive	Etchant: 35% H_3PO_4 Adhesive: dimethacrylates, HEMA, Bis-GMA, functional copolymer of polyacrylic, polyalkenoid acid copolymer, 5nm silane treated colloidal silica, ethanol, water, photoinitiator	

ที่มา: Van Landuyt KL, Snauwaert J, Munck JD, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesive. Biomaterials 2007; 28: 3757-85.

การปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 30-40 ซึ่งเป็นกรดแก่ที่มีค่าความเป็นกรดต่างน้อยกว่า 0.5 เป็นขั้นตอนการทำความสะอาดผิวฟันโดยกำจัดชั้นสเมียร์และละลายองค์ประกอบอนินทรียสารของฟัน โดยในชั้นเคลือบฟันสามารถทำให้ยึดติดได้ทั้งพื้นผิวส่วน ที่ถูกกรอตัด และไม่ถูกกรอตัด (cut and uncut surfaces) การกำจัดแร่ธาตุของชั้นเคลือบฟันทำให้เกิดเป็นลักษณะพื้นผิวขรุขระเพื่อเป็นการเพิ่มพื้นที่การยึดติดและยังเป็นการกำจัดสิ่งปนเปื้อนบนผิวเคลือบฟัน[23] ทำให้เมื่อล้างกรดออกและทาเรซินความหนืดต่ำ (low viscosity resin) สารยึดติดจะสามารถแผ่ขยายและแทรกซึมเข้าไปในบริเวณที่ขรุขระ และเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ ทำให้เกิดลักษณะแท่งเรซินขนาดเล็กยึดกับชั้นเคลือบฟัน ซึ่งเป็นการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค (micromechanical interlock) โดยแท่งเรซินที่เกิดขึ้นระหว่างปริซึมของเคลือบฟัน (enamel rod or enamel prism) เรียกว่า มาโครแท็ก (macrotags) และแท่งเรซินที่เกิดขึ้นในแต่ละปริซึมของเคลือบฟันเรียกว่า ไมโครแท็ก (microtags) โดยประสิทธิภาพการยึดติดระหว่างสารยึดติดกับผิวเคลือบฟันจะขึ้นอยู่กับไมโครแท็กเป็นหลัก เนื่องจากมีปริมาณและพื้นที่ในการสัมผัสกับผิวเคลือบฟันมากกว่า เมื่อมีการยึดติดที่ดีในชั้นเคลือบฟันจะสามารถป้องกันการเกิดการรั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) และการติดคราบสี (staining)[24]

ในชั้นเนื้อฟัน กรดฟอสฟอริกมีประสิทธิภาพในการกำจัดชั้นสเมียร์รวมทั้งละลายองค์ประกอบอนินทรีย์ในเนื้อฟัน เกิดการเปิดออกของท่อเนื้อฟัน (dentinal tubule) และเผยของเส้นใยคอลลาเจน สารยึดติดจะแทรกซึมเข้าไปในช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจน (interfibrillar space) เกิดการผสานกันระหว่างส่วนของเนื้อฟันและสารยึดติดเกิดเป็นชั้นไฮบริด และแม้ว่าสารยึดติดจะสามารถแทรกซึมลงไปในท่อเนื้อฟันเกิดเป็นแท่งเรซินขึ้น แต่พบว่าอาจไม่มีผลต่อประสิทธิภาพการยึดกับเนื้อฟันโดยรวมหากไม่เกิดการยึดของแท่งเรซินกับเนื้อฟันที่ผ่านการปรับสภาพที่อยู่รอบท่อเนื้อฟัน ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าการเกิดชั้นไฮบริดมีความสำคัญที่สุดต่อประสิทธิภาพการยึดของสารยึดติดกับเนื้อฟัน โดยพบว่าชั้นไฮบริดที่มีการแทรกซึมของสารยึดติดอย่างสมบูรณ์ จะส่งผลให้เกิดการยึดติดที่ดี ไม่เกิดการเสื่อมสภาพของการยึดติดในระยะยาว[25]

หลังจากนั้นจะทาสารไพรเมอร์ ซึ่งประกอบด้วยมอนอเมอร์ที่มีคุณสมบัติชอบความชื้น (hydrophilic monomer) ได้แก่ ฮีมา (2-hydroxyethyl methacrylate, HEMA) ที่ประกอบด้วยสองหมู่ฟังก์ชั่น (functional group) คือหมู่ฟังก์ชั่นที่ชอบน้ำและไม่ชอบน้ำรวมอยู่กับตัวทำละลายอินทรีย์ (organic solvents) เช่น อะซีโตน (acetone) หรือเอทานอล (ethanol) ทำให้มีแรงตึงผิวต่ำ ไหลแผ่ไปบนผิวฟันได้ดี สามารถแทนที่น้ำบนผิวเนื้อฟันและระเหยออกได้อย่างรวดเร็ว[12] โดยใช้หมู่ฟังก์ชั่นที่ชอบน้ำจับกับผิวฟันทำให้เกิดการแทรกซึมเข้าไปในช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจน หมู่ฟังก์ชั่นที่ไม่ชอบน้ำจะจับกับสารยึดติด เป็นการเปลี่ยนแปลงผิวฟันให้มีคุณสมบัติไม่ชอบความชื้น ซึ่งเป็นสิ่งจำเป็นก่อนการใช้สารยึดติด และขั้นสุดท้ายเป็นการทาสารยึดติดซึ่งเป็นเรซินที่มีความหนืดต่ำแทรกซึมลงไปตลอดความลึกของผิวฟันที่ผ่านการปรับสภาพแล้ว โดยเมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ร่วมกับไพรเมอร์ สารยึดติดจะสามารถยึดเกาะกับผิวเนื้อฟันได้ทั้งจากชั้นไฮบริด และแท่งเรซินที่แทรกซึมลงไปในท่อเนื้อฟัน[25]

มีการศึกษาพบว่าสารยึดติดระบบกรดกัดรวมสามารถกำจัดชั้นสเมียร์ได้อย่างสมบูรณ์ รวมทั้งละลายองค์ประกอบอนินทรีย์ในเนื้อฟันออกมีผลทำให้ท่อเนื้อฟันเปิดออก ส่งเสริมให้สารยึดติดสามารถแทรกซึมลงไปได้ดีและทำให้เกิดชั้นไฮบริดหนา 5-10 ไมโครเมตร รวมถึงเกิดแท่งเรซินในท่อเนื้อฟันมีความยาว 100 ไมโครเมตร[6,8] ทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาคที่มีประสิทธิภาพเมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดส่องกราด (scanning electron microscope, SEM)[26,27] นอกจากนี้ยังพบลักษณะการเชื่อมกันของแขนงทางด้านข้างจากแท่งเรซิน ซึ่งช่วยต้านต่อแรงเค้นที่เกิดจากการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ (polymerization shrinkage) ทำให้เกิดความแข็งแรงของพันธะเชิงกล (mechanical bonding strength)[28] ดังมีการศึกษาที่พบว่าสารยึดติดระบบ

กรดกัดรวมมีค่าการยึดติดที่ดีกว่าสารยึดติดระบบอื่นๆ[7,8,11] แต่ทั้งนี้ยังมีการศึกษาที่ขัดแย้งกันทั้งในด้านที่พบว่ามีค่าการยึดติดที่ต่ำกว่าและมีค่าการยึดติดไม่แตกต่างกัน[9,29]

สารยึดติดชนิดที่มีการรวมขั้นตอนการยึดติดไว้เช่น สารยึดติดชนิดกรดกัดรวมแบบสองขั้นตอน และชนิดเซลฟ์เอทช์ (self-etch adhesives) อาจมีผลจากความเป็นกรดของเรซินมอนอเมอร์ ซึ่งจะทำให้ซีเมนต์เกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง(dual-cured polymerization) ในระดับที่ต่ำกว่าปกติ โดยจะส่งผลกระทบต่อระบบเปอร์ออกไซด์ เอมีน ไบนารี รีดอกซ์ (peroxide-amine binary redox system) จากความเป็นกรดของเรซินมอนอเมอร์ที่หลงเหลืออยู่ในชั้นที่ถูกยับยั้งปฏิกิริยาด้วยออกซิเจน (oxygen inhibition layer) ของสารยึดติดจะไปทำปฏิกิริยากับเอมีนตติยภูมิ ทำให้เอมีนในส่วนของเรซินชนิดบ่มเองลดลง มีผลต่อการสร้างอนุมูลอิสระ (free radical) ลดลง ทำให้การเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไม่สมบูรณ์ ส่งผลให้มีค่าความแข็งแรงการยึดติดต่ำ[30,31] ดังนั้นจึงถือได้ว่าระบบสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบสามขั้นตอนเป็นมาตรฐานที่ดีที่สุด (gold standard)[22] และในการที่จะเอาชนะความไม่เข้ากันทางเคมีดังกล่าวจึงได้มีการริเริ่มนำตัวเริ่มปฏิกิริยาร่วมทางเคมี (chemical co-initiators) เช่นเกลือเอริล ซัลฟินิค เอซิด (aryl sulfinic acid salts) ออกาโนบอรอน คอมเพาด์ (organoboron compounds) และกรดบาร์บิทูริก/คิวปริคคลอไรด์ (barbituric acid/cupric chloride) มาใช้ในสารยึดติดเนื้อฟัน (dentin bonding agent) ซึ่งสารเหล่านี้จะทำปฏิกิริยากับมอนอเมอร์ที่มีความเป็นกรดส่งผลให้เกิดฟีนิล (phenyl) หรืออนุมูลอิสระของเบนซีนซัลโฟนิล (benzenesulfonyl free radicals) ที่จะเป็นตัวเริ่มปฏิกิริยาของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มด้วยตัวเองในภาวะที่ไม่มีแสงเป็นตัวกระตุ้น นอกจากนี้ยังมีการศึกษาพบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองจะมีประสิทธิภาพน้อยลงเมื่อมีการบ่มเองเพียงอย่างเดียวเมื่อเปรียบเทียบกับเรซินซีเมนต์ที่มีการบ่มด้วยแสงร่วมด้วย[32]

อย่างไรก็ตามการใช้งานสารยึดติดในระบบกรดกัดรวมจะพบปัญหาเกี่ยวกับข้อจำกัดเกี่ยวกับขั้นตอนในการทำงาน ปัจจัยเกี่ยวกับความไวทางเทคนิคที่อาจส่งผลต่อประสิทธิภาพในการยึดติดกับเนื้อฟัน[5,22] เช่นขั้นตอนการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกและการล้างน้ำ เป็นขั้นตอนที่ทำให้สมบูรณ์และถูกต้องได้ยากโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อทำงานกับเนื้อฟัน เนื่องจากเนื้อฟันมีองค์ประกอบอินทรีย์เป็นเส้นใยคอลลาเจนซึ่งคงอยู่ภายหลังการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริก การรักษาความชื้นของเนื้อฟันให้พอเหมาะเพื่อคงช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจนเป็นสิ่งที่จำเป็นอย่างยิ่งก่อนทาสารยึดติด เพื่อให้สารยึดติดสามารถแทรกซึมเข้าไปในช่องว่างดังกล่าวได้อย่างสมบูรณ์ โดยหากผิวเนื้อฟันแห้งเกินไปจะทำให้คอลลาเจนเกิดการฟุบตัว (collapse) และสารยึดติดไม่สามารถแทรกซึมเข้าไประหว่างเส้นใยคอลลาเจนได้ ในทางตรงกันข้ามหากเนื้อฟัน

ภายหลังการปรับสภาพด้วยกรดแล้วมีความชื้นหลงเหลืออยู่มากเกินไป (overwet phenomenon) ก็จะทำให้สารยึดติดไม่สามารถแทรกซึมได้อย่างสมบูรณ์ โดยตัวทำละลายในสารยึดติดไม่สามารถระเหยเอาน้ำออกไปได้ทั้งหมด เกิดเป็นช่องว่างอยู่ภายในชั้นไฮบริดหรือแม้แต่ภายในชั้นของสารยึดติดเอง ซึ่งจะส่งผลต่อประสิทธิภาพการยึดติดได้เช่นเดียวกัน[33] นอกจากนี้การใช้กรดฟอสฟอริกซึ่งมีความเข้มข้นค่อนข้างสูงในการปรับสภาพผิวฟัน อาจทำให้มีการละลายองค์ประกอบอนินทรีย์ของเนื้อฟันออกมามากเกินไป ทำให้การแทรกซึมของสารยึดติดอาจเกิดขึ้นได้ไม่สมบูรณ์ เกิดเป็นช่องว่างในส่วนลึก ๆ ของชั้นไฮบริด (nanoleakage) ส่งผลเสียต่อความคงทนในการยึดติดระยะยาวได้[22]

ปัจจัยที่มีผลต่อการยึดติดของเดือยฟันไฟเบอร์กับคลองรากฟัน

จากการศึกษาในอดีตจนถึงปัจจุบันพบว่าการยึดติดกับผิวเคลือบฟัน (enamel adhesion) ประสบความสำเร็จค่อนข้างมาก ในขณะที่การยึดติดกับเนื้อฟัน (dentin adhesion) ยังคงเป็นปัญหาและเป็นสิ่งท้าทายในการศึกษาค้นคว้าเพื่อพัฒนาสารยึดติดให้สามารถยึดกับเนื้อฟันได้ดี ทั้งนี้อาจมีสาเหตุมาจากองค์ประกอบและโครงสร้างของเนื้อฟันที่มีองค์ประกอบของสารอินทรีย์ (organic material) และน้ำในปริมาณมากกว่าผิวเคลือบฟันรวมทั้งลักษณะที่มีโครงสร้างของท่อเนื้อฟันที่เชื่อมต่อไปยังโพรงเนื้อเยื่อใน ความชื้นของเนื้อฟันทั้งจากภายนอก (external dentin wetness) และภายใน (internal dentin wetness) จากของเหลวที่อยู่ในท่อเนื้อฟัน (dentinal fluid) เป็นสิ่งขัดขวางต่อประสิทธิภาพในการยึดติด โดยเฉพาะอย่างยิ่งท่อเนื้อฟันส่วนที่อยู่ใกล้ต่อโพรงเนื้อเยื่อในซึ่งมีขนาดใหญ่ และมีปริมาณท่อเนื้อฟันมากกว่าส่วนที่ไกลจากโพรงเนื้อเยื่อใน[25] ทั้งนี้จึงเป็นเหตุผลที่สอดคล้องกันในการยึดติดบริเวณเนื้อฟันของคลองรากฟันที่ทำค่อนข้างยากจากข้อจำกัดในการที่จะควบคุมความชื้นดังที่กล่าวมา[5,6] ทั้งนี้จากการที่เนื้อฟันเป็นสารประกอบที่มีโมเลกุลของน้ำรวมอยู่ด้วยซึ่งประกอบไปด้วยโครงแบบคอลลาเจนอินทรีย์ที่มีการเสริมแรงด้วยแร่ธาตุซึ่งมีลักษณะที่แตกต่างกันในแต่ละตำแหน่งทางกายวิภาค โครงสร้างซึ่งมีคุณสมบัติที่ต่างกันทางกายภาพในเนื้อฟันส่วนต่างๆ จะตอบสนองต่อการปรับสภาพด้วยกรดและไพรเมอร์ หรือเซลฟ์เอชชิงไพรเมอร์/แอดฮีซีฟได้แตกต่างกัน ดังนั้นในระหว่างขั้นตอนการยึดติดกับเนื้อฟันจึงมีการซึมผ่านของสารยึดติดเรซินที่แตกต่างกันของเนื้อฟันที่ผ่านการปรับสภาพ อาจส่งผลต่อการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไม่สมบูรณ์[34] ด้วยเหตุนี้ทำให้ความแข็งแรงของพันธะแตกต่างกัน โดยทั่วไปแล้วบริเวณเนื้อฟันส่วนพื้นผิว (superficial dentin) จะมีความแข็งแรงของพันธะมากกว่าเนื้อฟันในส่วนที่อยู่ลึก[35]

นอกจากนี้ยังพบว่าคลองรากฟันเป็นสภาพที่ไม่เอื้ออำนวยต่อการยึดติดของสารเรซินจากปัจจัยซี ซึ่งคืออัตราส่วนระหว่างพื้นผิวเรซินที่มีการยึดติด (bonded) ต่อพื้นผิวที่ไม่ยึดติด (unbonded)[36] โดยถ้ามีอัตราร้อยละของพื้นผิวที่มีการยึดติดมาก จะทำให้มีความเค้นที่เกิดจากการหดตัวเนื่องจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization contraction) มากขึ้นซึ่งในคลองรากฟันมีค่านี้ค่อนข้างสูง[5] เนื่องจากผนังคลองรากฟันมีด้านตรงข้ามและมักพบพื้นผิวที่ไม่ยึดติดน้อย โดย Morris และคณะในปี 2001 ได้ประเมินค่าปัจจัยซีในคลองรากฟันอยู่ในช่วง 20-100 ขึ้นอยู่กับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวของคลองรากฟัน[37] และการศึกษาของ Bouillaguet และคณะในปี 2003[5] กล่าวว่าหากมีชั้นของเรซินซีเมนต์ในการยึดเดือยฟันที่หนาถึง 150 ไมโครเมตร อาจทำให้มีค่าปัจจัยซีสูงถึง 200 นอกจากนี้พบว่าค่าปัจจัยซีที่สูงอาจเป็นผลมาจากลักษณะของการยึดติดที่ไม่เสถียรของสารยึดติดในคลองรากฟัน ซึ่งการใช้วัสดุที่มีเวลาการแข็งตัวช้าจะสามารถลดความเค้นที่เกิดจากค่าปัจจัยซีที่บริเวณผิวหน้าของการยึดติดเนื่องจากวัสดุสามารถไหลแผ่เพื่อลดความเค้นจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ได้ ทั้งนี้ลักษณะที่ไม่เอื้อต่อการยึดติดทำให้เป็นไปไม่ได้ที่จะเกิดลักษณะโมโนบล็อก โดยเมื่อเกิดความเค้นภายในคลองรากฟันมากจะทำให้เกิดช่องว่างจากการยึดติดทั้งในวัสดุอุดคลองรากฟัน และเดือยฟัน[34] โดยพบว่าจะมีช่องว่างเกิดมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ทั้งยังส่งผลต่อค่าการยึดติดที่ลดลงด้วย[5,6]

จากที่กล่าวมาจะพบว่าการสูญเสียการยึดติดที่หน้าสัมผัสของเดือยฟัน ซีเมนต์และเนื้อฟันยังคงเป็นปัญหาหลักที่ทำให้เกิดความล้มเหลวของการบูรณะเดือยฟันไฟเบอร์ด้วยเรซินซีเมนต์[20] เนื่องจากมีหลายปัจจัยที่สามารถส่งผลต่อความแข็งแรงของพันธะที่หน้าสัมผัสเดือยฟัน-ซีเมนต์-เนื้อฟัน ได้แก่ ระดับความลึกภายในคลองรากฟัน ความชื้นของเนื้อฟันในคลองรากฟันส่งผลต่อความยากในการควบคุมความชื้น สารที่ใช้ในการปรับสภาพและสารที่ใช้ร่วมกับซีเมนต์ที่ใช้ยึด การใช้ซีลเลอร์ที่มียูจินอลเป็นส่วนประกอบ ความไม่เข้ากันระหว่างระบบของสารยึดติดและเรซินซีเมนต์ โครงสร้างของคลองรากฟันที่ไม่เอื้ออำนวยต่อการยึดติดของเรซินจากค่าปัจจัยซี ความแตกต่างทางกายวิภาคของความหนาแน่นและการเรียงตัวของท่อเนื้อฟันในระดับที่แตกต่างกันของคลองรากฟัน นอกจากนี้ความยากของการมองเห็นในคลองรากฟันก็สามารถส่งผลกระทบต่อขั้นตอนการยึดติดได้เช่นกัน[5,24,26]

มีการศึกษาพบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองสามารถก่อตัวในบริเวณที่อยู่ลึกที่สุดของคลองรากฟันซึ่งแสงจากเครื่องฉายแสงไม่สามารถส่องผ่านลงไปได้ แต่มีการศึกษามากมายที่สอดคล้องกันคือการประเมินความแข็งแรงการยึดติดของเรซินซีเมนต์ที่ใช้ยึดเดือยฟันไฟเบอร์ที่ความลึกของคลองรากฟันที่แตกต่างกัน พบว่าที่ในระดับใกล้ตัวฟันจะมีความแข็งแรงการ

ยึดติดสูงกว่าบริเวณอื่น[1,5,26,38] อย่างไรก็ตามยังมีผลการศึกษาที่ตรงข้ามกันพบว่าบริเวณใกล้รากฟันมีความแข็งแรงการยึดติดสูงกว่าบริเวณอื่น[39]

ชนิดของเรซินซีเมนต์

เรซินซีเมนต์มีการนำมาใช้ในปีคริสต์ศักราช 1980 ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ เรซินเมทริกซ์ (resin matrix) และสารเติม (filler) เรซินซีเมนต์สามารถแบ่งตามระบบการยึดติดได้เป็น 3 กลุ่มใหญ่ คือระบบกรดกัดรวม (total-etch resin cements) เซลฟ์เอทช์ (self-etch resin cements) และเซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์ (self-adhesive resin cements) โดยเรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวมใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 30-40 ปรับสภาพผิวเนื้อฟันเพื่อกำจัดชั้นสเมียร์และนำเอาแร่ธาตุออกจากเนื้อฟัน จากนั้นใช้น้ำล้างกรด ส่วนเนื้อฟันจะเหลือเป็นโครงร่างของเส้นใยคอลลาเจน (collagen network) จากนั้นทาสารส่งเสริมการยึดติดกับผิวฟันหรือไพรเมอร์ (adhesion-promoting agent or primer) สารนี้จะแทรกซึมเข้าไปในช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจน และสุดท้ายเป็นการทาสารยึดติดเรซิน (bonding resin)[10] ซึ่งจะเรียกว่าสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบสามขั้นตอน (three-step total-etch adhesive) ต่อมาได้มีการพัฒนาสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบสองขั้นตอน (two-step total-etch adhesive) โดยยังคงใช้กรดฟอสฟอริกในการปรับสภาพผิวฟัน แต่รวมขั้นตอนการทำงานของการใช้ไพรเมอร์และสารยึดติดเข้าด้วยกันโดยใช้สารเพียงสารเดียวที่มีคุณสมบัติรวมของทั้งสองขั้นตอน ซึ่งช่วยให้ทำงานได้สะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น แต่พบว่ามีผลทำให้ประสิทธิภาพของแต่ละขั้นตอนด้อยลง[22] ส่วนเรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ เป็นระบบที่ขจัดขั้นตอนการใช้กรดฟอสฟอริกและการล้างน้ำ โดยจะใช้เซลฟ์เอชชิงไพร์เมอร์ซึ่งมีส่วนผสมของมอนอเมอร์ที่มีความเป็นกรด (acidic monomer) ทาลงบนชั้นสเมียร์ที่อยู่คลุมอยู่บนเนื้อฟัน โดยมอนอเมอร์ที่มีฤทธิ์เป็นกรดจะละลายชั้นสเมียร์ได้บางส่วนและสามารถแทรกซึมทำให้เนื้อฟันที่อยู่ข้างใต้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุพร้อมกับเกิดการแทรกซึมของมอนอเมอร์ในขณะเดียวกัน จากนั้นจึงทาสารยึดติดลงไปบนเนื้อฟันที่ได้รับการปรับสภาพแล้ว[40] โดยไม่ต้องล้างน้ำเป็นการลดขั้นตอนทำให้ลดปัญหาความไวทางเทคนิค และสามารถทำงานได้ง่ายขึ้น แต่อาจมีปัญหาเกี่ยวกับประสิทธิภาพการยึดติดและความไม่เข้ากันระหว่างเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและสารยึดติด[10] เซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์เป็นการรวมขั้นตอนการปรับสภาพผิวฟันด้วยกรด การทาสารไพรเมอร์และสารยึดติดอยู่ในขั้นตอนเดียว ประกอบด้วยมอนอเมอร์ซึ่งมีความเป็นกรดและชอบน้ำ (acidic and hydrophilic monomers) เป็นส่วนประกอบโดยจะทำการนำแร่ธาตุออกจากเนื้อฟันพร้อมทั้งแทรกซึมเข้าไปในเนื้อฟันที่มีการสูญเสียแร่ธาตุไป

พร้อมกันและทำให้เกิดการยึดติด จึงเป็นการลดขั้นตอนทำให้ใช้งานง่ายโดยเฉพาะในการยึดเดือยฟันกับคลองรากฟัน และลดความไวทางเทคนิค[41]

นอกจากการแบ่งตามระบบการยึดติดตามที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว เรซินซีเมนต์สามารถแบ่งตามปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ได้เป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ การเกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มเอง (chemical or self-cured polymerization) การเกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสง (light-cured polymerization) และการเกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง[10] โดยปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์จะดูจากระดับการเปลี่ยนของคาร์บอนพันธะคู่ไปเป็นคาร์บอนพันธะเดี่ยว ถ้ามีการเปลี่ยนของคาร์บอนพันธะคู่ไปเป็นคาร์บอนพันธะเดี่ยวที่ไม่สมบูรณ์จะส่งผลกระทบต่อทั้งสมบัติทางกายภาพและสมบัติทางกลของพอลิเมอร์ การที่มีปริมาณการเกิดพอลิเมอร์เพิ่มมากขึ้นจะมีผลสัมพันธ์กับสมบัติหลายๆอย่าง เช่น ความแข็งผิว (surface hardness) ความทนแรงดัด (flexural strength) ความทนแรงดึง (tensile strength) ความทนการสึก (wear resistance) มอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น และการทนความเค้นของการแตกหัก (fracture toughness)[32,42] เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มเองต้องการระยะเวลาในการก่อตัว แต่ในบริเวณที่แคบ และเข้าทำงานไม่สะดวก เช่นภายในคลองรากฟัน อาจทำให้ยากในการควบคุมเวลาทำงาน การเกิดปฏิกิริยาเคมีโดยระบบเปอร์ออกไซด์-เอมีน ไบนารีรีดอกซ์ ซึ่งประกอบด้วยด้วยสารเปอร์ออกไซด์และเทอร์เทียรีเอมีนในการเกิดพอลิเมอร์ ทั้งนี้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มเองมีข้อดีคือช่วยส่งเสริมให้เกิดการกระจายความเค้นที่เกิดจากการหดตัวเนื่องจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ และชักนำให้เกิดความแข็งแรงของพันธะทั่วทั้งช่องว่างระหว่างผนังคลองรากฟันและเดือยฟัน[43] ส่วนการเกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงจะอาศัยแสงสีฟ้าที่มีความยาวคลื่นช่วง 460-468 นาโนเมตรเป็นตัวกระตุ้นสารไดคีโตน (diketone) เช่นแคมโฟโรควิโนน (camphoroquinone) โดยมีเอมีนเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ดังนั้นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงสามารถที่จะควบคุมเวลาทำงานได้ แต่พบว่าไม่เหมาะสำหรับใช้ในการยึดเดือยฟันถึงแม้ว่าจะใช้เดือยฟันนำแสงก็ตามเนื่องจากความเข้มแสงจะมีปริมาณลดลงจากด้านใกล้ตัวฟันไปสู่ปลายรากฟัน[42] ซึ่งจะทำให้มีระดับการเกิดพอลิเมอร์ต่ำ ส่งผลทำให้มีสมบัติทางกลต่ำ นอกจากนี้ยังพบว่าการหดตัวเนื่องจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์อย่างรวดเร็วของชั้นบาง ๆ จากเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงส่งผลให้เกิดความแข็งแรงในการยึดติดกับเนื้อฟันบริเวณผนังคลองรากฟันที่ลดลง[5] ดังนั้นเพื่อเป็นการเอาชนะปัญหานี้ และเป็นการรวมข้อดีของปฏิกิริยาบ่มตัวด้วยแสง และปฏิกิริยาการบ่มเอง จึงได้มีการพัฒนาเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองขึ้นมา ซึ่งจะมีส่วนผสมของสารเริ่มต้นปฏิกิริยาชนิดบ่มด้วยแสง ทำให้ส่วนที่ได้รับแสงจะแข็งตัวทันทีเพิ่มความแข็งแรงในระยะต้น และส่วนผสมของสารเริ่มต้นปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มเองเพื่อใช้ในการเริ่มต้นปฏิกิริยาพอลิเมอร์ในส่วนที่แสงไม่

สามารถส่องถึง เช่นภายในคลองรากฟัน[32] โดยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองทำให้สามารถเพิ่มระยะเวลาในการทำงานและทำให้ระดับการเกิดพอลิเมอร์สูงขึ้นไม่ว่าจะมีแสงหรือไม่มีแสงเป็นตัวกระตุ้นก็ตาม[44] แต่อย่างไรก็ตามการใช้แสงเป็นตัวกระตุ้นให้เกิดพอลิเมอร์ก่อนจะให้ค่ากำลังแรงยึดที่ดีกว่าซีเมนต์ที่เกิดพอลิเมอร์ชนิดบ่มเองอย่างเดียว[32]

แวริโอลิงค์ทู (Variolink® II: Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)

แวริโอลิงค์ทูเป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบ 3 ขั้นตอน เรซินซีเมนต์ชนิดนี้ใช้การปรับสภาพผิวฟัน โดยใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 มีซินแท็กไพรเมอร์ (syntac primer) ซินแท็กแอดฮีซีฟ (syntac adhesive) ร่วมกับฮีลิโอบอนด์ (heliobond) ซึ่งใช้ร่วมกันเพื่อให้เกิดการยึดติดที่ดี ในส่วนของเรซินซีเมนต์จะประกอบด้วย 2 ส่วนคือซีเมนต์รองพื้น (base) กับตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst) ในรูปแบบของสารป้าย (paste) นอกจากนี้ยังมีหลายสีให้เลือกใช้ และมีความทึบแสงเอกซเรย์สูง ทำให้สามารถตรวจสอบได้ง่ายทางภาพรังสี[45] ดังแสดงส่วนประกอบในตาราง 2

ตาราง 2 แสดงส่วนประกอบของแวริโอลิงค์ทู

ชนิดของวัสดุ	ส่วนประกอบ
Variolink® II	-Monomer matrix: Bis-GMA, urethane dimethacrylate, triethylene glycol dimethacrylate -inorganic fillers: barium glass, ytterbium trifluoride, bariumaluminiumfluorosilicate glass และ spheroid mixed oxide - additional contents: catalysts, stabilizers, pigments

ที่มา: ข้อมูลจากบริษัทผู้ผลิต Ivoclar Vivadent Inc.

เรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นสารเชื่อมยึด

ในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันและมีขนาดคลองรากฟันที่กว้างหรือผาย (wide or flared canal) จะทำให้เกิดชั้นเรซินซีเมนต์หนาระหว่างเดือยฟันกับผนังคลองรากฟัน ซึ่งมักจะพบในบริเวณตัวฟัน (coronal region) ของคลองรากฟันซึ่งอาจทำให้เกิดการสูญเสียการยึดอยู่ของเดือยฟันและส่งผลต่อคุณสมบัติทางกล[46] โดยเรซินซีเมนต์มีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นน้อยกว่าเนื้อฟันและเดือยฟันไฟเบอร์เป็นผลทำให้เกิดบริเวณที่มีแรงกระทำและความเค้นมาก[47,48] จึงได้มีการศึกษาพัฒนาวัสดุเรซินคอมโพสิตที่สามารถใช้เป็นวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึดได้ในตัวเดียวกัน[12,13] พบว่าการใช้เดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปร่วมกับเรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นทั้งวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึดจะช่วยส่งเสริมให้เกิดลักษณะทางกลที่ดีในฟันลักษณะดังกล่าว เพราะช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการหัก[49,50] เนื่องจากเรซินคอมโพสิตมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่าเรซินซีเมนต์ นอกจากนี้เดือยฟันไฟเบอร์และเรซินคอมโพสิตยังมีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน ทำให้สามารถต้านทานแรงบดเคี้ยวและสามารถถ่ายทอดแรงจากวัสดุบูรณะสู่โครงสร้างฟันและส่งเสริมให้เกิดลักษณะใกล้เคียงโมโนบล็อก (monoblock) ในคลองรากฟันและโพรงเนื้อเยื่อใน (pulp chamber)[6] ซึ่งโมโนบล็อก หมายถึงหนึ่งยูนิต (a single unit) การที่จะทำให้เกิดโมโนบล็อกได้จะต้องมีคุณสมบัติสองอย่างคือ วัสดุที่จะทำให้เกิดเป็น โมโนบล็อกจะต้องมีความสามารถในการสร้างพันธะยึดกันได้อย่างแน่นหนาและคุณสมบัติอีกข้อคือวัสดุควรจะมีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกัน ซึ่งส่งผลให้ฟันที่บูรณะมีความสามารถในการปิดรอยรั่วและทำให้ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้วแข็งแรงขึ้น[51] ดังนั้นเรซินคอมโพสิตซึ่งมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันน่าจะเป็นวัสดุที่เหมาะสมในการนำมาใช้โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อเรซินซีเมนต์ระหว่างเดือยฟันและเนื้อฟันมีความหนามากกว่า 300 ไมครอน[46]

ลักซาคอร์ (Luxacore® Z-Dual: DMG, Hamburg, Germany)

เป็นเรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นทั้งวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึด โดยเป็นวัสดุก่อแกนฟันชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง มีความทึบรังสี ประกอบด้วยสองส่วนคือ ส่วนเมทริกซ์คือ บีสจีเอ็มเอ (Bis-GMA(Bisphenol A-diglycidildimethacrylate)) ซึ่งมีแก้วแบเรียม (barium glass) และซิลิกา (silica) เป็นส่วนประกอบ และส่วนของสารเติม ซึ่งมีปริมาณร้อยละ 7 โดยน้ำหนัก และมีสารเติมขนาดอนุภาค 0.02-4 ไมโครเมตร โดยมีค่าสมบัติทางกลต่าง ๆ คือ ความทนแรงอัด (compressive strength) 300 เมกะปาสคาล ความแข็งแรงดัดโค้งแนวขวาง(transverse strength) 120 เมกะปาสคาล ความทนแรงดึง 60 เมกะปาสคาล ความทนแรงดัด 100 เมกะปาสคาล การดูดซั

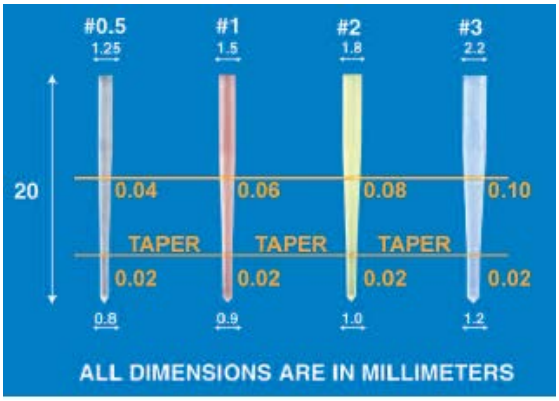
(water sorption) 25 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร[47] โดยทางผู้ผลิตแนะนำให้ใช้กับลักซาบอนด์ (luxabond) ซึ่งเป็นสารยึดติดระบบกรดกัดรวมแบบสองขั้นตอน ทั้งนี้มีการศึกษาเกี่ยวกับการใช้ลักซาคอร์ร่วมกับสารยึดติดในระบบต่างๆ ทั้งระบบกรดกัดรวมแบบ 2 และ 3 ขั้นตอนพบว่าการใช้สารยึดติดที่แตกต่างกันมีผลต่อค่าความแข็งแรงดึงระดับจุลภาค (microtensile bond strength) ระหว่างลักซาคอร์ และเนื้อฟันบริเวณผนังคลองรากฟัน[47]

การทดสอบความแข็งแรงการยึดติด

ความแข็งแรงการยึดติดระหว่างเดือยฟันและคลองรากฟัน สามารถประเมินได้จากหลายวิธีได้แก่ การทดสอบความแข็งแรงดึงระดับจุลภาค (microtensile bond strength test) ทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด (push-out bond strength test) และวิธีการดึงออก (pull-out) ทั้งนี้จากการศึกษาเปรียบเทียบความถูกต้องของการวัดความแข็งแรงยึดติดของเดือยฟันไฟเบอร์และคลองรากฟันพบว่าการทดสอบความแข็งแรงดึงระดับจุลภาคสามารถใช้ร่วมกับชิ้นตัวอย่างที่มีขนาดเล็กเช่นภายในคลองรากฟันได[5] แต่พบว่าชิ้นตัวอย่างจะมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่แปรปรวนและอัตราความล้มเหลวที่เกิดขึ้นก่อนในระหว่างการเตรียมชิ้นงาน (premature failure rate) ที่สูงทำให้การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดดูมีความน่าเชื่อถือมากกว่า[21,34] ทั้งนี้จากทั้งสองวิธีทำให้เกิดรูปแบบการทดสอบความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระดับจุลภาค (micro push out test) ที่มีข้อดีคือช่วยกระจายความเค้นได้สม่ำเสมอกว่า โดยทำการลดขนาดของชิ้นตัวอย่างลงให้มีความหนาเพียง 1 มิลลิเมตร วิธีที่ได้รับการปรับเปลี่ยนนี้สามารถที่จะนำมาใช้วัดความแข็งแรงที่บริเวณต่าง ๆ ในคลองรากฟันได้[34] จึงมีรายงานว่าการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเป็นเทคนิคที่แม่นยำและน่าเชื่อถือมากที่สุดในการวัดความแข็งแรงของพันธะของเดือยฟันไฟเบอร์กับเนื้อฟันในส่วนของคลองรากฟัน[21,34] นอกจากนี้ยังพบว่าการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดสามารถประเมินประสิทธิภาพการยึดติดที่เกิดขึ้นจริงได้ดีกว่าวิธีการทดสอบแรงยึดแบบเฉือน (shear bond strength test) เนื่องจากความความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด จะมีลักษณะขนานไปกับหน้าสัมผัสเดือย ซึ่งจะคล้ายคลึงกับลักษณะที่เกิดขึ้นจริงในทางคลินิก[21]

เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ (D.T. Light-Post ® ILLUSION™ X-R: BISCO, Inc. Schaumburg, U.S.A.)

เป็นเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยควอตซ์ที่ยังคงคุณลักษณะเหมือนกับเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ (D.T. LIGHT-POST®) มีลักษณะเป็นทรงสอบจากส่วนใกล้ตัวฟันไปยังบริเวณส่วนใกล้ปลายรากฟันซึ่งจะคล้ายกับรูปร่างคลองรากฟันทำให้ช่วยรักษาโครงสร้างฟันเอาไว้ได้ดี มีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันซึ่งจะเป็นการกระจายความเค้นและส่งผ่านไปยังรากฟันส่วนที่เหลือได้ดี มีคุณสมบัติโปร่งแสง ทำให้แสงส่งผ่านได้ จึงสามารถใช้ซีเมนต์และสารยึดติดได้ทั้งชนิดบ่มด้วยแสงหรือชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเอง โดยเดือยฟันสามารถยึดติดกับโครงสร้างฟันและคอมโพสิตชนิดก่อแกนฟันอย่างแนบชิด นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้นกว่าเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์รุ่นก่อนหน้านี้โดยมีความทนแรงดัดและความต้านทานต่อความล้า (fatigue resistance) มากขึ้น มีความทึบรังสีมากขึ้นประมาณร้อยละ 50 มีการเพิ่มคุณสมบัติที่ช่วยในการรื้อเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เพราะเมื่อยึดเดือยฟันแล้วเดือยฟันจะมีสีใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติทำให้รื้อค่อนข้างยาก นั่นคือเทคโนโลยีเกี่ยวกับการปรากฏของสีเมื่อต้องการ (color-on-command technology) โดยการพ่นน้ำหรือลมไปที่เดือยฟันจะทำให้เดือยฟันปรากฏสีขึ้นมาทำให้รื้อได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้ยังมีการปรับปรุงความหยาบของพื้นผิวมากขึ้น ซึ่งช่วยเพิ่มค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของเดือยฟันไฟเบอร์ประมาณร้อยละ 30 ส่งผลให้ความต้องการเคลือบไซเลน (silane) และการปรับสภาพพื้นผิวเดือยฟันไฟเบอร์ลดลง เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอมี 4 ขนาดให้เลือกใช้ตามความเหมาะสมของฟันและขนาดคลองรากฟันซึ่งควรได้รับการประเมินจากภาพถ่ายรังสี แต่โดยทั่วไปแล้วในส่วนของบริษัทได้แนะนำว่าสามารถเลือกขนาดเดือยฟันให้เหมาะสมกับคลองรากฟันได้ดังนี้ ขนาดเบอร์ 0.5 ใช้ในฟันตัดกลาง ฟันตัดข้างหน้าล่าง ขนาดเบอร์ 1 ใช้ในฟันตัดกลาง ฟันตัดข้างหน้าล่าง คลองรากฟันด้านใกล้กลางและด้านไกลกลางของฟันกรามบน ฟันกรามน้อยบน ฟันกรามน้อยล่าง คลองรากฟันด้านใกล้กลางของฟันกรามล่าง ขนาดเบอร์ 2 ใช้ในฟันตัดข้างหน้าบน คลองรากฟันด้านไกลกลางของฟันกรามล่าง คลองรากฟันด้านใกล้เพดานของฟันกรามบน ฟันเขี้ยวบนฟันเขี้ยวล่าง ขนาดเบอร์ 3 ใช้ในฟันตัดกลาง ฟันเขี้ยวบน คลองรากฟันด้านใกล้เพดานของฟันกรามบน คลองรากฟันด้านไกลกลางของฟันกรามล่าง และคลองรากฟันที่มีขนาดใหญ่และกว้าง ดังแสดงในภาพประกอบ 1



ภาพประกอบ 1 แสดงขนาดและรูปร่างของเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ

ที่มา: ข้อมูลจากบริษัทผู้ผลิต R.T.D.

การศึกษานี้เป็นการเปรียบเทียบการยึดเดือยฟันไฟเบอร์ด้วยแวริโอลิงค์ทู และลักซาคอร์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวมเช่นกัน ดังนั้นหากพิจารณาในแง่ระบบสารยึดติดน่าจะมีค่าแรงยึดติดที่ใกล้เคียงกัน แต่หากพิจารณาในแง่สารเชื่อมยึดที่ใช้พบว่าการใช้ลักซาคอร์ซึ่งเป็นวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึดในตัวเดียวกันน่าจะมีค่าความแข็งแรงพันธะที่ดีกว่าเนื่องจากมีรอยต่อของวัสดุแต่ละชนิดน้อย เกิดลักษณะความเป็นเนื้อเดียวกัน ส่งเสริมให้เกิดโมโนบล็อกมากยิ่งขึ้น ส่วนการเลือกใช้แวริโอลิงค์ทูเป็นเรซินซีเมนต์ที่ใช้ในการเปรียบเทียบเนื่องจากแวริโอลิงค์ทูเป็นตัวแทนของเรซินซีเมนต์ระบบกรดกัดรวมแบบดั้งเดิม (conventional total-etch resin cements) ทั้งนี้มีการศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแรงพันธะของวัสดุทั้งสองชนิดจำกัดและบางการศึกษาให้ผลขัดแย้ง จึงนำมาสู่การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เพื่อเป็นอีกหนึ่งหลักฐานทางวิชาการในการเลือกใช้วัสดุดังกล่าวได้อย่างมีประสิทธิภาพ ส่งผลต่อความสำเร็จในทางคลินิกต่อไป

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

1. แอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพส (Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE, Lot No. 7540S, Germany)

ภาพประกอบ 2 แอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพส (Adper Scotchbond Multi-Purpose)

2. แวริโอลิงค์ทู (Variolink® II, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)

ภาพประกอบ 3 แวริโอลิงค์ทู (Variolink® II)

3. ลักซาคอร์ (Luxacore® Z-Dual, DMG, Hamburg, Germany)

ภาพประกอบ 4 ลักซาคอร์ (Luxacore® Z-Dual)

4. เอเอช พลัส ซีลเลอร์ (AH Plus®, De Trey, Zurich, Switzerland)

ภาพประกอบ 5 เอเอช พลัส ซีลเลอร์ (AH Plus®)

5. เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์2 (D.T. Light-Post® ILLUSION™ X-RO, R.T.D., St. Egreve, France) 60 แท่ง

ภาพประกอบ 6 เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์2 (D.T. Light-Post®)

6. เครื่องฉายแสงหลอดไฟฮาโลเจน (Pekalux, 3M-ESPE, St Paul, MN, USA)

7. กัตตาเพอร์ชา (Gutta percha; 3M-ESPE, St Paul, MN, USA)

8. เควิท จี (Cavit G; 3M-ESPE, St Paul, MN, USA)

9. น้ำยาล้างคลองรากฟัน โซเดียมไฮโปรคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 (2.5% NaOCl)

10. น้ำกลั่น

11.กรดอีทิลีนไดอะมีนเททราอะซีทิคความเข้มข้นร้อยละ17 (17% EDTA คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาฯ, กรุงเทพฯ, ประเทศไทย)

12. เครื่องตัดฟันชนิดใบเลื่อยกากเพชรความเร็วรอบต่ำ (Low speed diamond saw: ISOMET 1000, Buehler Ltd., Lake bluff, IL, USA)

13. เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine: EZ Test Series, Shimadzu, Kyoto, Japan)

14. แท่งกดสเตนเลสสตีลขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.7, 0.8 และ 0.9 มิลลิเมตร

15. หัวกรอเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์เบอร์ 0.5, 1 และ 2

16. อุปกรณ์วัดความเข้มแสงชนิดพกพา (light intensity meter, Dentamerica, CA, USA)

17. กล้องสเตอริโอไมโครสโคป (Stereomicroscope, Olympus SZ11, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan)

18. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope, JEOL, JSM-6510LV)

วิธีการดำเนินงานวิจัย

การศึกษานี้ได้รับอนุญาตระเบียบวิธีวิจัยจากคณะกรรมการจริยธรรมวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ใบอนุญาตเลขที่ 31/2557

1. การเลือกฟัน

เลือกใช้ฟันกรามน้อยล่างของมนุษย์จำนวน 60 ซี่ ซึ่งเป็นฟันที่ถูกถอนไม่เกิน 6 เดือน โดยเก็บในน้ำกลั่นไว้ที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียสก่อนนำมาทำการทดลอง นำฟันตัวอย่างมาคัดเลือกโดยเกณฑ์ในการคัดเลือกคือ มีคลองรากเดียว ปลายรากฟันปิดสมบูรณ์ ไม่มีรอยผุ รอยร้าว หรือมีวัสดุบูรณะในส่วนรากฟันและไม่เคยได้รับการรักษาคลองรากฟันมาก่อน โดยต้องมีระยะจากปลายรากฟันถึงรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและผิวเคลือบฟันด้านแก้ม 16 มิลลิเมตร เมื่อผ่านเกณฑ์ข้างต้นแล้วนำมาตรวจสอบลักษณะคลองรากฟันด้วยการถ่ายภาพรังสี

2. การเตรียมฟัน

2.1 การรักษาคลองรากฟัน

นำฟันที่ได้ผ่านการคัดเลือกมาตัวอย่างมาทำความสะอาด กำจัดเนื้อเยื่ออ่อน หินน้ำลาย และตัดส่วนตัวฟันออกโดยให้ได้ความยาว 18 มิลลิเมตร ซึ่งคือตำแหน่งเหนือรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและผิวเคลือบฟัน 2 มิลลิเมตร ด้วยหัวกรอกากเพชรกับเครื่องกรอความเร็วสูงที่มีน้ำช่วยลดความร้อน กำจัดเนื้อเยื่อในออกโดยใช้บาร์บโบรช หาความยาวของคลองรากฟันโดยใช้ เค ไฟล์เบอร์ 15 สอดผ่านคลองรากฟันจนเห็นปลายไฟล์ทะลุปลายรากฟัน ทำการลดความยาวไฟล์ให้พอดีกับรูปเปิดปลายรากฟันใช้เป็นความยาวในการขยายคลองรากฟัน ทำการขยายคลองรากฟันจนถึงไฟล์เบอร์ 35 และทำการขยายคลองรากด้วยวิธี สเต็ปแบ็ค (step-back technique) โดยจะทำการล้างคลองรากฟันด้วยโซเดียมไฮโปรคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 1 มิลลิลิตรทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนขนาดของไฟล์และครั้งสุดท้ายล้างด้วยอีดีทีเอความเข้มข้นร้อยละ 17 ปริมาณ 10 มิลลิลิตร นาน 1 นาที ตามด้วยโซเดียมไฮโปรคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 10 มิลลิลิตรและน้ำกลั่นปริมาณ 10 มิลลิลิตร ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยแท่งกระดาษซับ ลองกัตทาเพอร์ชาแท่งหลัก (main cone) และอุดด้วยวิธีเลเทอรอลคอนเดนเซชั่น (lateral condensation) ร่วมกับซีเมนต์ผนึก

คลองรากฟันที่ปราศจากยูจินอลเอเอชพลัส (AH Plus®, Dentsply, USA) ตัดกัตทาเพอร์ชาส่วนบนออก 4 มิลลิเมตร กดกัตทาเพอร์ชาให้แน่นและอุดปิดด้านบนด้วยวัสดุอุดฟันชั่วคราวเควิท-จี (Cavit™G, 3M ESPE, Germany) โดยจะตรวจสอบลักษณะในการอุดคลองรากฟันจากภาพถ่ายรังสี จากนั้นเก็บรากฟันที่ได้รับการอุดคลองรากฟันในความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ระยะเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อให้ซีเมนต์เอเอชพลัสแข็งตัว

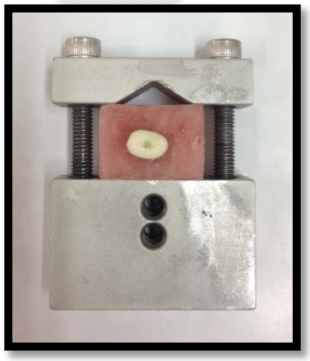
ภาพประกอบ 7 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (incubator; Siam cement industry CO., LTD., Thailand)

2.2 การเตรียมช่องว่างเดือยฟันและการยึดเดือยฟัน

2.2.1 นำฟันทั้ง 60 ซี่ที่ได้ผ่านการเตรียมตามวิธีข้างต้นมาทำการตัดกัตทาเพอร์ชาออกโดยใช้เกลียวคว้านคลองรากพีโซ ซึ่งเป็นตัวกำหนดตำแหน่งความลึกของเดือยฟัน โดยในการทดลองนี้กำหนดให้เหลือกัตทาเพอร์ชาจากปลายรากฟัน 4 มิลลิเมตร เมื่อได้ความลึกที่แน่นอนแต่งหน้าสัมผัสของกัตทาเพอร์ชาให้เรียบ โดยพื้นที่สำหรับเดือยฟัน (post space) ต้องมีความลึก 14 มิลลิเมตรจากหน้าสัมผัสส่วนบนของกัตทาเพอร์ชาที่เหลือไปถึงขอบบนสุดของรากฟันส่วนใกล้ตัวฟันจากนั้นทำการเตรียมคลองรากฟันตามความลึกที่กำหนดไว้โดยใช้หัวกรอสำหรับเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอเบอร์ 1 และเบอร์ 2 ตามลำดับ ซึ่งระหว่างที่มีการเตรียมคลองรากฟันจะล้างคลองรากฟันด้วยน้ำกลั่นทุกครั้งที่เปลี่ยนหัวกรอ

2.2.2 ลองเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอเบอร์ 2 ในคลองรากฟัน แล้วนำรากฟันมาฝังในอะคริลิกชนิดบ่มเอง (self-cured acrylic resin) ในแบบหล่อซิลิโคนขนาดกว้าง 15 มิลลิเมตร ยาว 20 มิลลิเมตร สูง 15 มิลลิเมตร ซึ่งได้มาจากการแต่งขี้ผึ้งให้ได้ขนาดตามที่ต้องการและมีความขนานเพื่อให้ได้แนวที่ถูกต้องในการจับกับตัวยึดของเครื่องตัดฟัน โดยฝังลึก 4 มิลลิเมตรจากปลายรากฟัน ด้วยเครื่องสำรวจความขนาน (surveyor) เพื่อให้แกนฟัน (long axis) ตั้งฉากกับแนวระนาบ (horizontal plane) โดยอาศัยการดูแนวแกนฟันของรากฟันจากแนวเดือยฟันที่โผล่พ้นรากฟันขึ้นมาเพื่อให้แนวแกนรากฟันตั้งฉากกับแนวระนาบ

ภาพประกอบ 8 แสดงการใช้เครื่องสำรวจความขนานเพื่อให้แกนฟันตั้งฉากกับแนวระนาบในการนำรากฟันฝังลงในอะคริลิกชนิดบ่มเอง



ภาพประกอบ 9 แสดงการจับยึดของบล็อกอะคริลิกที่มีความขนานเพื่อให้ได้แนวที่ถูกต้องในการจับกับตัวยึดของเครื่องตัดฟัน

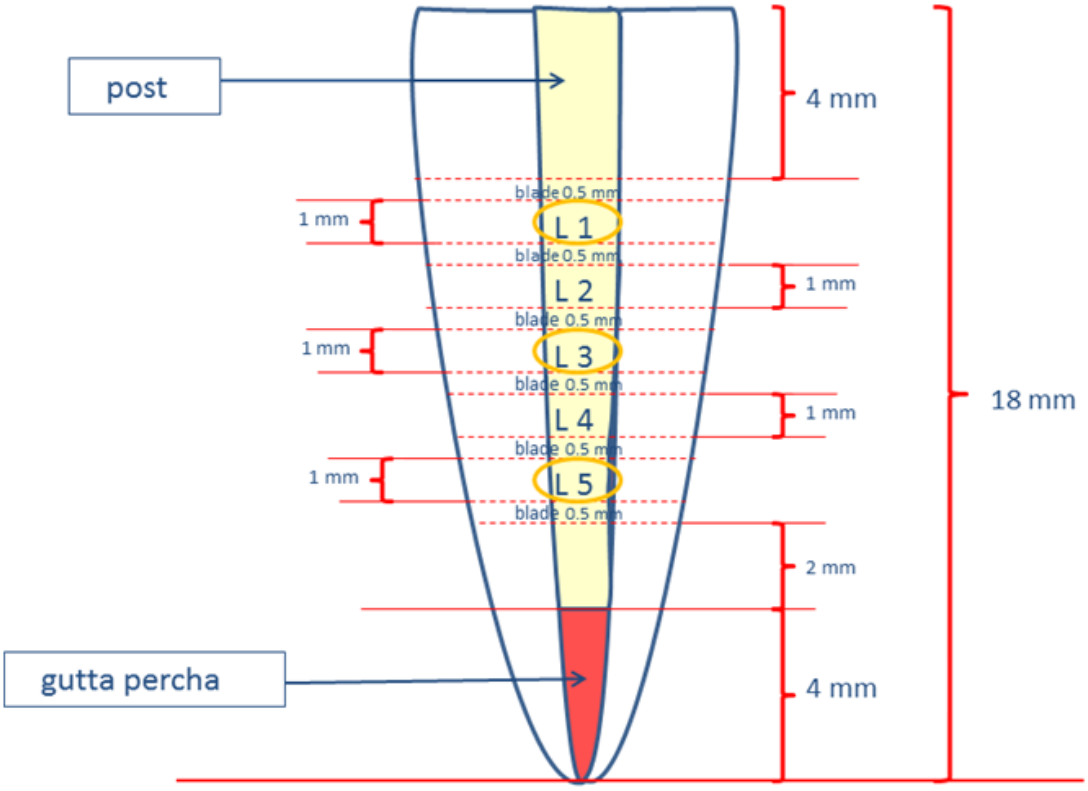
2.2.3 หลังจากทำการฝังรากฟัน จะทำการวัดขนาดและตัดเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 ด้วยหัวกรอกากเพชรให้มีวัดความยาว 14 มิลลิเมตรเท่ากับพื้นที่สำหรับเดือยฟันที่เตรียมไว้ ทำความสะอาดเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 โดยแช่ในเอทานอล 1 นาที และปล่อยให้แห้งก่อนนำไปยึด โดยไม่ทำการปรับสภาพ (pretreatment) เดือยฟันและทำความสะอาดคลองรากฟันด้วยอีดีทีเอความเข้มข้นร้อยละ 17 ตามด้วยโซเดียมไฮโปรคลอไรท์ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 และน้ำกลั่น ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยแท่งกระดาษซับ

2.2.4 ทำการแบ่งรากฟันเป็น 2 กลุ่ม โดยการสุ่มแต่ละกลุ่มจำนวน 30 ซี่ และนำไปยึดเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 โดยกลุ่มที่ 1 ยึดด้วยแวริโอลิงค์ทู กลุ่มที่ 2 ยึดด้วยลักซาคอร์ร่วมกับแอดเปอร์สก็อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพส ตามขั้นตอนคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ในขั้นตอนที่ต้องฉายแสงต้องใช้เครื่องวัดแสง (radiometer) ทำการวัดความเข้มแสงก่อนทำการทดลองทุกครั้งโดยเครื่องฉายแสงหลอดไฟฮาโลเจนต้องมีความเข้มแสง 600 N/cm^2 และส่วนปลายหน้าตัดของเครื่องฉายแสงตั้งฉากกับเดือยฟัน นำฟันมาที่ได้รับการบูรณะแล้วเก็บไว้ในความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ระยะเวลา 24 ชั่วโมง

2.3 การเตรียมชิ้นทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด

2.3.1 ทำการตัดรากฟันเป็นแผ่นตามแนวนอนและตั้งฉากกับแนวแกนรากฟันด้วยเครื่องตัดฟันชนิดใบเลื่อยกากเพชรความเร็วรอบต่ำ โดยครั้งแรกจะตัดห่างหน้าตัดด้านใกล้ตัวฟันให้ได้แผ่นรากฟันขนาด 4 มิลลิเมตร คือส่วนที่ไม่ได้นำมาใช้ จากนั้นทำการตัดครั้งต่อ ๆ ไปจากด้านใกล้ตัวฟันไปยังด้านใกล้ปลายรากฟันโดยตัดให้แผ่นรากฟันมีความหนา 1 มิลลิเมตร เท่ากันทุกแผ่นจนได้แผ่นรากฟันตัวอย่างอีก 5 ชิ้น คือ L1 ถึง L5 หลังจากตัดแล้วจะได้แผ่นรากฟันตัวอย่างที่นำมาใช้ทั้งหมด 3 ชิ้น โดยมีตัวแทนของเดือยฟันด้านใกล้ตัวฟัน คือ L1 ส่วนกลางคือ L3 และส่วนด้านใกล้ปลายรากฟันคือ L5 ต่อหนึ่งรากฟันตัวอย่าง โดยชิ้น L2 และ L4 จะไม่นำมาใช้ ดังภาพประกอบ 11 หลังจากนั้นนำแผ่นรากฟัน L1 L3 L5 ตรวจสอบรอยร้าวของรากฟันและฟองอากาศของเรซิน ซีเมนต์ด้วยกล้องสเตอริโอไมโครสโคปกำลังขยาย 25 เท่า

ภาพประกอบ 10 เครื่องตัดฟันชนิดใบเลื่อยกากเพชรความเร็วรอบต่ำ (low speed diamond saw: ISOMET 1000, Buehler Ltd., Lake bluff, IL, USA)



ภาพประกอบ 11 แสดงการตัดแผ่นรากฟันออกเป็นชิ้นทดสอบ 3 ชิ้น เป็นตัวแทนของเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟัน (L1) เดือยฟันส่วนกลาง (L3) เดือยฟันส่วนใกล้ปลายรากฟัน (L5)

ภาพประกอบ 12 กล้องสเตอริโอไมโครสโคป (Stereomicroscope, Olympus SZ11, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan)

2.3.2 นำตัวอย่างแผ่นรากฟันจากส่วนต้น (L1) ส่วนกลาง (L3) และส่วนปลาย (L5) ไปทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด และจากนั้นนำชิ้นงานที่ผ่านการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด ไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดกำลังขยาย 65 เท่า เพื่อดูรูปแบบการเสียหายของวัสดุ

3. การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด

นำแผ่นรากฟันกลุ่มที่จะทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด ไปทดสอบด้วยเครื่องทดสอบสากลที่ความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที โหลดเซลล์ 1 กิโลกรัม โดยใช้แท่งกดสเตนเลสสตีลขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.7 0.8 และ 0.9 มิลลิเมตร กดบนแผ่นรากฟันตัวอย่างส่วนปลายราก ส่วนกลาง และส่วนใกล้ตัวฟัน ตามลำดับ โดยกดลงบนส่วนที่เป็นเดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 เท่านั้น โดยกดจากด้านใกล้ปลายรากฟันลงสู่ด้านใกล้ส่วนต้นรากฟันจนกว่าจะมีการหลุดของ เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 ออกมา โดยแรงที่มากที่สุดที่ทำให้เดือยฟันสำเร็จรูปดีทีไลท์ อิลลูชั่น เอ็กซ์-อาร์โอ เบอร์ 2 หลุดจะถูกบันทึกเป็นนิวตันด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล และทำการคำนวณค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในหน่วยเมกะปาสคาลด้วยสูตร[29]

$$\text{ค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด (MPa)} = \frac{\text{Load at failure (Newton)}}{\text{Interfacial area of the post segment (A)}}$$

โดย $A = \pi(R+r)\sqrt{\{(R-r)^2+h^2\}}$

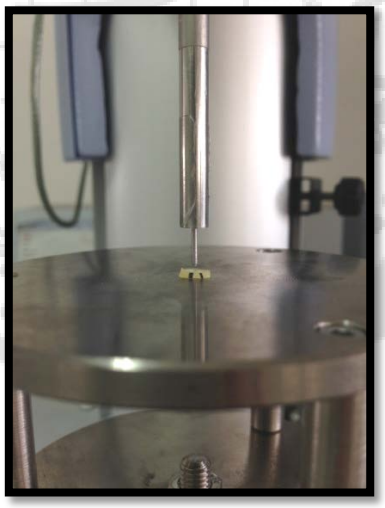
π = 3.1416

R = รัศมีของเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟัน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

r = รัศมีของเดือยฟันส่วนใกลับปลายรากฟัน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

h = ความหนาของของแผ่นรากฟัน หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)

ซึ่งจะทำการวัดวามหนาของแผ่นรากฟันด้วยเครื่องวัดดิจิตอลเวอร์เนีย คาร์ลิปเปอร์ (Vernier digital caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan) ที่มีความละเอียด 0.01 มิลลิเมตร และวัดรัศมีของเดือยฟันด้วยโปรแกรมอิมเมจเจ (Image J, Wayne Rasband & The National Institute of Health (NIH), USA) โดยวัดรัศมีทั้ง 2 ด้านของชิ้นทดสอบ วัดด้านละ 3 ครั้ง และหาค่าเฉลี่ยเป็น r และ R ตามลำดับ



ภาพประกอบ 13 แสดงการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของเครื่องทดสอบสากลกดลงตรงกลางของเดือยฟัน

4. การวิเคราะห์รูปแบบการเสียหายของวัสดุ

หลังจากผ่านการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด นำชิ้นส่วนที่หลุดออกมาและแผ่นฟันไปส่องกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดกำลังขยาย 65 เท่า และทำการบันทึก โดยถ้ามีการเสียหายระหว่างวัสดุที่ใช้ยึดเดือยฟันกับเนื้อฟัน ทั้งในรูปแบบที่เสียหายระหว่างเรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันซึ่งจะพบเรซินซีเมนต์ คลุมผิวเดือยฟันทั้งหมด และรูปแบบที่เสียหายระหว่างเรซินซีเมนต์กับเดือยฟันซึ่งจะไม่พบเรซินซีเมนต์รอบเดือยฟัน จะบันทึกเป็นความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟ (adhesive failure) ถ้ามีการเสียหายเฉพาะในวัสดุที่ใช้ยึดเดือยฟันในส่วนเนื้อฟันหรือในส่วนของเดือยฟันจะบันทึกเป็นความล้มเหลวแบบโคฮีซีฟ (cohesive failure) แต่ถ้ามีการเสียหายทั้งสองอย่างข้างต้น จะบันทึกเป็นความล้มเหลวแบบผสม (mixed failure)

การทดสอบทางสถิติ

ทำการเปรียบเทียบและวิเคราะห์ผลความแตกต่างค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของทั้งสองกลุ่มโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-way ANOVA) เมื่อข้อมูลมีการกระจายปกติ และมีความแปรปรวนแบบเดียวกัน (homogeneity of varience) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 และเปรียบเทียบความแตกต่างรายคู่โดยวิธีการทดสอบของทูคีย์ (Tukey's HSD) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ด้วยโปรแกรม IBM SPSS รุ่น 21 (SPSS, Chicago, IL, USA)

บทที่ 4
ผลการวิจัย

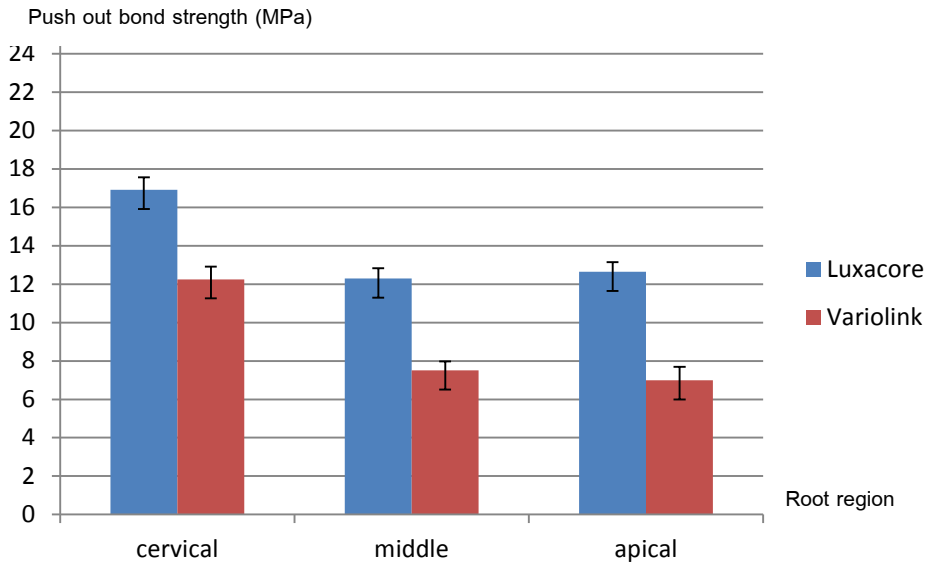
ในการศึกษานี้พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงปกติจึงใช้การทดสอบแบบพาราเมตริก

จากการทดลองพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดระหว่างเรซินคอมโพสิตที่ใช้เป็นวัสดุก่อแกนฟันและสารเชื่อมยึดได้ในตัวเดียวกันชนิดลักซาคอร์ และเรซินซีเมนต์ชนิดแวริโอลิงค์ทูมีค่าเฉลี่ยและค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด ดังแสดงในตาราง 3 และภาพประกอบ 14

ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในหน่วยเมกะปาสคาล (ค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐาน) ของกลุ่มทดลองที่ระดับต่าง ๆ ของรากฟัน

กลุ่มทดลอง	**ค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ย (SE)**		
	ส่วนใกล้ตัวฟัน	**ส่วนกลาง**	**ส่วนใกล้ปลายรากฟัน**
ลักซาคอร์	16.92 (0.65)[a]	12.29 (0.54)[b]	12.65 (0.49)[b]
แวริโอลิงค์ทู	12.26 (0.66)[b]	7.51 (0.47)[c]	7.00 (0.70)[c]

ตัวอักษรภาษาอังกฤษที่เหมือนกันหลังค่าเฉลี่ยแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติ ($p>0.05$)



ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยและค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐานของกลุ่มการทดลอง

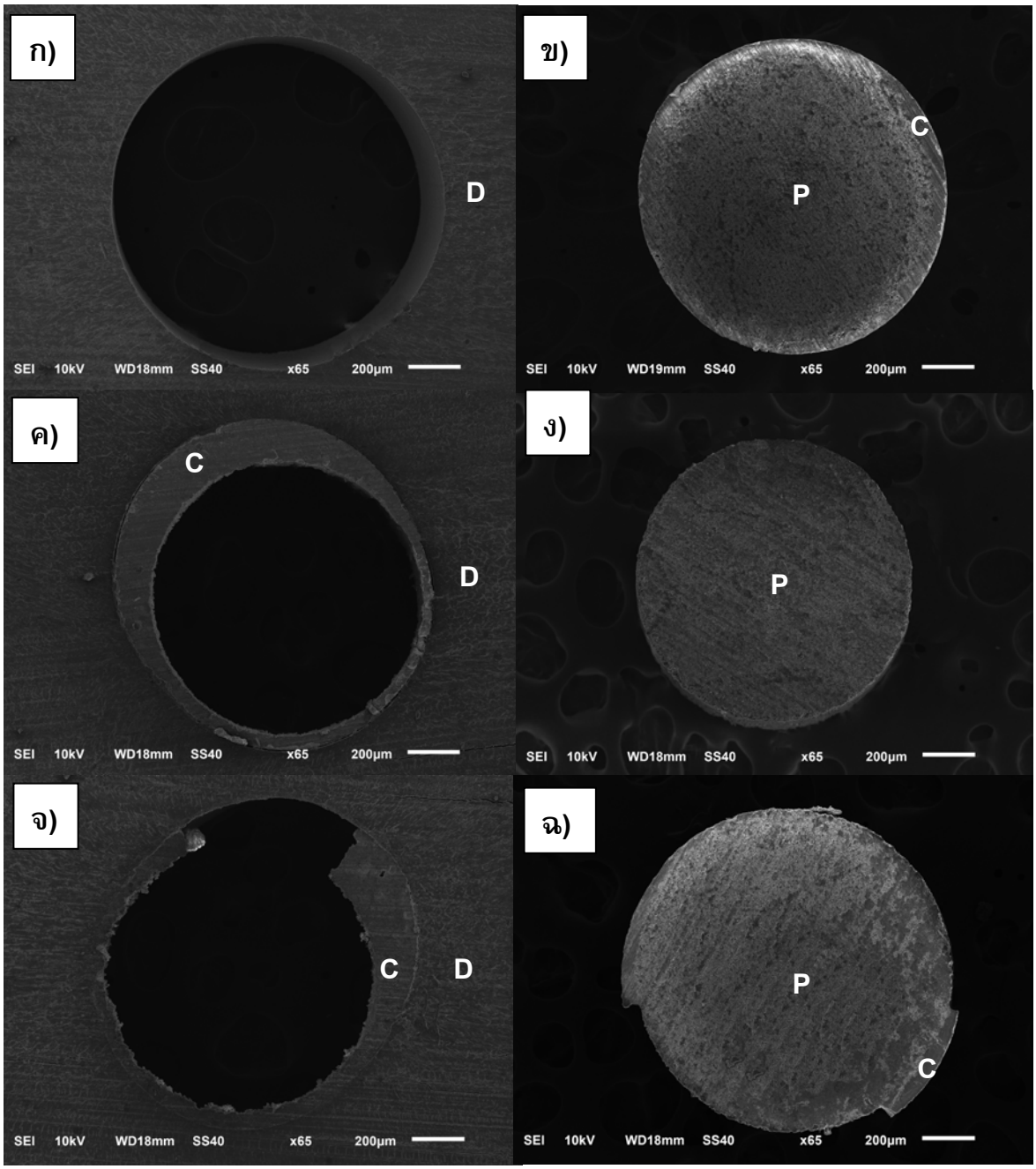
เมื่อนำค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยมาวิเคราะห์เปรียบเทียบกันพบว่าที่ระดับคลองรากฟันระดับเดียวกันค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยลักซาคอร์ร่วมกับแอดเปอร์สก๊อตช์บอนด์มัลติเพอร์โพสมีค่าสูงกว่าค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยระหว่างเดือยฟันไฟเบอร์สำเร็จรูปที่ยึดด้วยแวริโอลิงค์ทู ทั้งในระดับเดือยฟันส่วนต้น ส่วนกลางและส่วนปลายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) นอกจากนี้พบว่าทั้งในกลุ่มลักซาคอร์และแวริโอลิงค์ทูค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยที่เดือยฟันส่วนต้นมีค่าสูงกว่าบริเวณเดือยฟันส่วนกลางและส่วนปลายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) แต่ที่ระดับเดือยฟันส่วนกลางและเดือยฟันส่วนปลายรากฟันมีค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05)

เมื่อพิจารณารูปแบบการเสียหายของวัสดุ หลังจากผ่านการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด นำชิ้นส่วนที่หลุดออกมาและแผ่นฟันไปส่องกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดและทำการบันทึก จากการทดลองพบความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟและความล้มเหลวแบบผสมแต่ไม่พบความล้มเหลวแบบโคฮีซีฟในทุกตำแหน่งของทุกกลุ่มการทดลอง โดยพบว่าในกลุ่มแวริโอลิงค์ทูมีอัตราส่วนร้อยละของความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างผนังคลองรากฟันและซีเมนต์ที่ใช้ในการยึดมากที่สุด ส่วนในกลุ่มลักซาคอร์มีอัตราส่วนร้อยละของความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิด

ระหว่างซีเมนต์ละเดือยฟันมากที่สุด โดยผลการทดลองรูปแบบการเสียหายของวัสดุแสดงในตาราง 4 และตัวอย่างรูปแบบการเสียหายของวัสดุแสดงในภาพประกอบ 15

ตาราง 4 แสดงอัตราส่วนร้อยละของผลการทดลองรูปแบบการเสียหายของวัสดุ

กลุ่มทดลอง	**ตำแหน่ง**	**รูปแบบการเสียหายของวัสดุ (%)**			
		ความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟ		**ความล้มเหลวแบบผสม**	**ความล้มเหลวแบบโคฮีซีฟ**
		ผนังคลองราก ฟัน-ซีเมนต์	**ซีเมนต์-เดือย ฟันไฟเบอร์**		
ลักซาคอร์	ส่วนต้น	16.67	53.33	30	0
	ส่วนกลาง	6.67	56.67	36.67	0
	ส่วนปลาย	13.33	60	26.67	0
แวริโอลิงค์ทู	ส่วนต้น	56.67	10	33.33	0
	ส่วนกลาง	66.67	3.33	30	0
	ส่วนปลาย	50	6.67	43.33	0



ภาพประกอบ15 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดกำลังขยาย 65 เท่า แสดงรูปแบบการเสียหายของวัสดุ

อธิบายรูปแบบการเสียหายของวัสดุจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดเรียงลำดับในภาพที่ 15 ดังต่อไปนี้

ก) แสดงความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างผนังคลองรากฟันและเรซินซีเมนต์โดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนแผ่นฟัน

ข) แสดงความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างผนังคลองรากฟันและเรซินซีเมนต์โดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนเดือยฟัน

ค) แสดงความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างเรซินซีเมนต์และเดือยฟันไฟเบอร์โดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนแผ่นฟัน

ง) แสดงความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟที่เกิดระหว่างเรซินซีเมนต์และเดือยฟันไฟเบอร์โดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนเดือยฟัน

จ) แสดงความล้มเหลวแบบผสมโดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนแผ่นฟัน

ฉ) แสดงความล้มเหลวแบบผสมโดยตรวจที่ชิ้นงานส่วนเดือยฟัน

(D คือ เนื้อฟัน P คือ เดือยฟันไฟเบอร์ C คือ เรซินซีเมนต์)

บทที่ 5
อภิปรายผล สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

อภิปรายผล

ในการทดลองนี้ใช้วิธีทดสอบความแข็งแรงการยึดติดระหว่างเดือยฟันและคลองรากฟันด้วยวิธีทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด ซึ่งเป็นวิธีที่ให้ค่าที่น่าเชื่อถือในการทดสอบหาค่าแรงยึดระหว่างพื้นผิว และสามารถหาค่าความแข็งแรงพันธะในตำแหน่งต่าง ๆ ของรากฟันได้ ซึ่งสามารถทำได้ในการทดสอบความแข็งแรงดึงระดับจุลภาคเช่นกัน แต่การทดสอบความแข็งแรงดึงระดับจุลภาคมีข้อด้อยคือ มีการแตกของชิ้นทดสอบในขั้นตอนการเตรียมชิ้นทดสอบและขณะทดสอบได้[34] และไม่สามารถควบคุมแรงที่กระทำต่อชิ้นทดสอบระหว่างขั้นตอนการเตรียมชิ้นทดสอบ นอกจากนี้ผลที่ได้มีความคลาดเคลื่อนมากกว่าวิธีทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด[52] โดยในการศึกษานี้จะตัดฟันให้ได้ขนาดแผ่นรากฟันหนา 1 มิลลิเมตร เนื่องจากชิ้นทดสอบที่หนาจะทำให้เกิดแรงเสียดทานที่มากซึ่งอาจทำให้ค่าแรงยึดติดที่ได้มากกว่าความเป็นจริง[53] มีการศึกษาพบว่าชิ้นงานจะมีลักษณะการกระจายแรงเค้นที่เป็นไปในลักษณะเดียวกัน (uniform stress distribution) ได้ดีกว่าชิ้นทดสอบที่หนา 2 หรือ 3 มิลลิเมตร[34,52,53] ส่วนในการเตรียมชิ้นทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในแต่ละระดับของคลองรากฟันที่ส่วนใกล้ตัวฟัน ส่วนกลางและส่วนใกล้ปลายรากฟันจะมีระยะห่าง 2 มิลลิเมตร คือห่าง 1 มิลลิเมตรและความหนาใบมีด 1 มิลลิเมตร ซึ่งอาจยังเป็นระยะที่ดูเหมือนไม่อยู่ในระดับดังกล่าวของรากฟันจริง ทั้งนี้เนื่องจากการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันมาด้วยการใส่เดือยฟันในทางคลินิกนั้นจะต้องมีระยะห่างจากปลายรากฟันอย่างน้อย 4 มิลลิเมตร เพื่อเป็นการปิดผนึกบริเวณปลายรากฟัน (apical seal) ของกัตทาเพอร์ชา[54] ดังนั้นการใช้ระยะดังกล่าวในการทดลองนี้จึงเสมือนเป็นตัวแทนของเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟัน ส่วนกลางและส่วนใกล้ปลายรากฟัน ในส่วนขนาดหัวกดที่ใช้คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.7 0.8 และ 0.9 มิลลิเมตร ในส่วนปลายราก ส่วนกลาง และส่วนใกล้ตัวฟัน ตามลำดับ เนื่องจากพบว่าหัวกดควรมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กกว่าเดือยฟัน 0.2 มิลลิเมตร และส่วนฐานที่รองรับควรมีขนาดช่องกว้างกว่าช่องว่างเดือยฟัน (post space) 0.2 มิลลิเมตร[55]

จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าในกลุ่มลักซาคอร์มีความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดมากกว่าแวริโอลิงค์ทู อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกระดับคลองรากฟัน (p<0.05) สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[56,57] เนื่องจากความแตกต่างของส่วนประกอบทางเคมีเช่น ชนิดของสารเติม โดยชนิดสารเติมของลักซาคอร์ประกอบด้วยเซอโคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) ร่วมกับการใช้

นาโนเทคโนโลยี (nanotechnology) ทำให้มีความแข็งแรง มีความสามารถในการไหลแผ่ (flow-ability) และมีคุณสมบัติทางกายภาพที่ดีขึ้น[58,59] นอกจากนี้ส่วนประกอบในเรซินเมทริกซ์เป็นอีกปัจจัยที่อาจมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะ โดยในลักซาคอร์มียูดีเอ็มเอ (UDMA(Urethane dimethacrylate)) เป็นส่วนประกอบในเรซินเมทริกซ์เป็นส่วนใหญ่ ส่วนในแวริโอลิงค์ทูมีบีสจีเอ็มเอเป็นส่วนใหญ่ จากการศึกษาพบว่ายูดีเอ็มเอทำให้การเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวของมอนอเมอร์ (monomer conversion) เพิ่มขึ้น และมีคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้น[60] เนื่องจากยูดีเอ็มเอมีพันธะไฮโดรเจนที่ไม่แข็งแรงจากโครงสร้างที่เป็นกลุ่มยูรีเทน (urethane groups) ทำให้มีความหนืดต่ำ มีความยืดหยุ่นสูง ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ระหว่างสายโมเลกุลสูง ส่งผลทำให้อัตราการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์เพิ่มขึ้น โดยพบว่าอัตราการเกิดพอลิเมอร์เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้คุณสมบัติของเรซินซีเมนต์เกิดการยึดติดที่ดี จึงทำให้ ยูดีเอ็มเอมีสมบัติทางกลและทางกายภาพดีกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับบีสจีเอ็มเอ[61,62] นอกจากนี้ลักซาคอร์มีลักษณะการใช้งานในรูปแบบผสมอัตโนมัติ (automix) ทำให้มีอัตราส่วนผสมแน่นอนและพบฟองอากาศในเรซินน้อยกว่าการผสมด้วยมือของแวริโอลิงค์ทู[13,56] ซึ่งพบว่าฟองอากาศภายในเนื้อวัสดุจะทำให้เกิดชั้นที่ถูกยับยั้งปฏิกิริยาด้วยออกซิเจนของเรซินที่ยังไม่ได้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์เป็นจำนวนมากส่งผลต่อความแข็งแรงของเรซินและการละลายตัว (solubility) ของเรซินซีเมนต์ ในระยะต่อมาจะทำให้เกิดการสูญเสียการยึดอยู่และการแตกหัก (fracture) ของวัสดุ[13,63] ในทางตรงกันข้ามมีการศึกษาที่พบว่าการใช้เรซินคอมโพสิตเป็นวัสดุก่อแกนฟันร่วมกับสารเชื่อมยึดเปรียบเทียบกับการใช้เรซินซีเมนต์ยึดเดือยฟันพบว่าความแข็งแรงยึดติดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ[64,65] และในบางการศึกษาพบว่าการใช้วัสดุก่อแกนฟันร่วมกับสารเชื่อมยึดมีความแข็งแรงยึดติดน้อยกว่าเรซินซีเมนต์ในการยึดเดือยฟัน[66]

จากการศึกษานี้พบว่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยในเดือยฟันส่วนต้นมีค่ามากกว่าระดับเดือยฟันส่วนกลางและเดือยฟันส่วนปลายรากฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) ทั้งในกลุ่มแวริโอลิงค์ทูและลักซาคอร์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[34,67,68,69] อาจเนื่องมาจากลักษณะของเนื้อฟันแต่ละระดับในคลองรากฟันมีความแตกต่างกันทั้งในด้านปริมาณแร่ธาตุสะสม โดยจำนวนและความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันจะลดลงจากระดับใกล้ตัวฟันถึงระดับใกล้ปลายรากฟัน[70,71] ซึ่งการมีจำนวนของท่อเนื้อฟันต่อพื้นที่มากในระดับใกล้ตัวฟันจะทำให้มีการยึดติดที่แข็งแรงเพราะมีการซึมผ่านของสารยึดติดมากกว่า เกิดแท่งเรซินและแขนงด้านข้างของแท่งเรซินได้มากกว่า นอกจากนี้ยังพบว่าความหนาของชั้นไฮบริดจะขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของท่อเนื้อฟัน[26] ประกอบกับสารยึดติดในระบบกรดกัดรวมใช้กรดฟอสฟอริกซึ่งมีประสิทธิภาพในการกำจัดชั้นสเมียร์รวมทั้งละลายองค์ประกอบอนินทรีย์ในท่อเนื้อฟันออกได้ดีโดยเฉพาะในบริเวณ

ใกล้ตัวฟันซึ่งมีท่อเนื้อฟันอยู่มากทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค (micromechanical retention) ของ เรซินซีเมนต์กับ เนื้อฟันได้ดี[1,6] การศึกษาของ Sirimongkolwattana และคณะในปี 2014 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพบลักษณะของเนื้อฟันเมื่อใช้เรซินซีเมนต์ร่วมกับสารยึดติดระบบกรดกัดรวมในแต่ละระดับคลองรากฟัน พบว่าในคลองรากฟันส่วนต้นเกิดแท่งเรซิน หนาแน่นและมีชั้นไฮบริดหนากว่าในคลองรากฟันส่วนกลางและส่วนปลายทำให้มีค่าความแข็งแรงยึดติดในคลองรากฟันส่วนต้นสูงกว่าส่วนกลางและส่วนปลาย[72] อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่พบว่าความแข็งแรงในการยึดติดไม่ได้ขึ้นอยู่กับความหนาของชั้นไฮบริดและการเกิดแท่งเรซิน[73,74] นอกจากนี้ปัจจัยในเรื่องการเข้าทำงานเป็นสิ่งที่สำคัญ พบว่าส่วนใกล้ตัวฟันสามารถเข้าทำงานและมองเห็นได้ดี ทำให้การทำงานในขั้นตอนการทาสารยึดติดและควบคุมการทำงานในขั้นตอนต่าง ๆ ได้ดี[5,6,75,76] ในส่วนปัจจัยเรื่องความเข้มของแสงจากเครื่องฉายแสงเป็นปัจจัยที่สำคัญซึ่งในบริเวณส่วนใกล้ตัวฟันอยู่ใกล้แหล่งกำเนิดแสงทำให้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงได้ดี สอดคล้องกับการศึกษาของ Aksornmuang และคณะในปี 2007[13] ที่พบว่าส่วนใกล้ตัวฟันมีค่าความแข็งแรงดึงระดับจุลภาคสูงกว่าส่วนปลายรากฟันเนื่องจากบริเวณส่วนใกล้ตัวฟันมีความเข้มของแสงจากเครื่องฉายแสงมากจึงเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงได้ดีต่างจากบริเวณส่วนปลายรากฟันที่ความเข้มแสง ลดลงทำให้เรซินซีเมนต์ต้องใช้ปฏิกิริยาพอลิเมอร์ชนิดบ่มเองเป็นหลัก เป็นผลให้อัตราการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ของเรซินคอมโพสิตในบริเวณใกล้ตัวฟันมีค่าสูงกว่าส่วนปลายรากฟัน

จากการทดลองนี้พบว่าระดับเดือยฟันส่วนกลางมีค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยต่ำกว่าเดือยฟันส่วนต้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) อาจเนื่องมาจากระดับเดือยฟันส่วนกลางมีจำนวนและความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันน้อยกว่าระดับเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟันส่งผลต่อประสิทธิภาพในการยึดติดน้อยกว่า[70,71] รวมไปถึงการเข้าทำงานที่ยากและปัจจัยเรื่องความเข้มแสงส่องผ่านที่ลดลง เพราะถึงแม้ว่าเรซินซีเมนต์ในการทดลองนี้จะเป็นพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองและเดือยฟันไฟเบอร์ที่ใช้ในการศึกษาจะมีคุณสมบัตินำแสงได้แต่จากการศึกษาของ Erica และคณะในปี 2006 พบว่าเดือยฟันดีทีไลท์สามารถส่องผ่านแสงได้ร้อยละ 22 ที่ระยะ10 มิลลิเมตร[77] และจากการศึกษาของ Goracci และคณะในปี 2008 พบว่าความเข้มของแสงจากเครื่องฉายแสงลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจากบริเวณส่วนต้นของเดือยฟันถึงส่วนปลายของเดือยฟัน[78] และการที่ความเข้มของแสงลดลงในบริเวณส่วนกลางและส่วนปลายของรากฟันจะทำให้ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยแสงหรือชนิดบ่มด้วยแสงร่วมกับบ่มเองในบริเวณส่วนกลางและส่วนปลายรากฟันไม่สมบูรณ์[71,76] ซึ่งส่งผลต่อค่าความแข็งแรงยึดติดลดลง

เมื่อพิจารณาผลการศึกษาพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในเดือยฟันส่วนใกล้ปลายรากฟันไม่แตกต่างจากเดือยฟันส่วนกลางอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ทั้งที่ในบริเวณส่วนปลายรากฟันน่าจะมีความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดน้อยกว่าส่วนกลางรากฟันจากปัจจัยในเรื่องความเข้มแสงส่องผ่านลดลง จำนวนและปริมาณท่อเนื้อฟันน้อยกว่า การมีลักษณะการเข้าทำงานที่มองเห็นยากทำให้ไม่สามารถทาสารยึดติดได้อย่างทั่วถึง ส่งผลต่อการไหลแผ่ของเรซินซีเมนต์[5,6,75,76] และบริเวณปลายรากฟันอาจมีซีลเลอร์หรือกัตทาเพอร์ชาหลงเหลืออยู่ในบริเวณผนังคลองรากฟัน ทำให้ขัดขวางการยึดติดของสารยึดกับผนังคลองรากฟัน ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะที่ลดลงด้วย[79] รวมทั้งยังมีลักษณะไม่เอื้อต่อการยึดติดในลักษณะต่าง ๆ คือมีเนื้อฟันทุติยภูมิไม่เป็นระเบียบ (irregular secondary dentin) ผนังคลองรากฟันมีลักษณะคล้ายเคลือบรากฟัน (cementum-like tissue) และมีแขนงคลองรากฟัน (accessory canals) มาก[80] รวมถึงการควบคุมความชื้นได้ยาก[26] ทำให้การสร้างชั้นไฮบริดกับเนื้อฟันมีลักษณะไม่เป็นรูปแบบเดียวกัน[70] และไม่เกิดแขนงด้านข้างของแท่งเรซิน[4] อีกทั้งโครงสร้างของเนื้อฟันส่วนปลายรากฟันยังมีลักษณะคอลลาเจนเปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากเชื้อแบคทีเรียและเอนไซม์ของแบคทีเรียหลงเหลืออยู่ทำให้ต้านทานต่อการปรับสภาพผิวด้วยกรดและส่งผลต่อการยึดติด[80] แต่จากผลการศึกษากลับพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในเดือยฟันส่วนใกล้ปลายรากฟันไม่แตกต่างจากเดือยฟันส่วนกลาง ซึ่งอาจอธิบายได้จากการชดเชยจากปัจจัยต่าง ๆ นั่นคือบริเวณส่วนปลายเป็นบริเวณที่ความเข้มแสงส่องผ่านลดลงจึงเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงน้อยกว่ามีผลทำให้เกิดแรงเค้นจากการหดตัว (contraction stress) ลดลงและมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มขึ้น เพราะการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ชนิดบ่มด้วยแสงจะเกิดการบ่มตัวอย่างรวดเร็วจากการฉายแสง ทำให้เวลาในการคลายความเค้น (stress relief) จากการไหลแผ่ของวัสดุถูกจำกัด[5,81,82] นอกจากนี้มีการศึกษาพบว่าปริมาณของสารเชื่อมยึดเรซินคอมโพสิตที่น้อยจะทำให้เกิดแรงเค้นจากการหดตัวน้อยลง ดังนั้นการที่บริเวณส่วนปลายรากฟันมีปริมาณเรซินคอมโพสิตน้อยกว่าจะทำให้เกิดแรงเค้นจากการหดตัวน้อยกว่า จึงมีค่าความแข็งแรงพันธะมากกว่า[83] และการที่บริเวณคลองรากฟันส่วนปลายมีความหนาของเรซินซีเมนต์ที่น้อยกว่าคลองรากฟันส่วนกลางจะทำให้มีความแนบสนิทกับเดือยฟันมากกว่า ทำให้เกิดแรงเสียดทานต้านการหลุดของเดือยฟัน จึงอาจทำให้มีความแข็งแรงพันธะสูง สอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าการยึดอยู่ของเดือยฟันไฟเบอร์กับคลองรากฟันอาจขึ้นอยู่กับการต้านทานการลื่นไถลจากแรงเสียดทาน (frictional sliding resistance) ต่อการหลุดออกของเดือยฟันมากกว่าแรงยึดติดเชิงกลระดับจุลภาคและการยึดติดทางเคมี (chemical adhesion) จากสารยึดติด[5,82] อีกทั้งยังร่วมกับลักษณะความยากในการเข้าทำงานในทั้งสองบริเวณดังที่ได้กล่าวมาแล้วซึ่งทำให้การควบคุม

การทำงานให้ถูกต้องทำได้ยากและอาจพบว่ามีซีลเลอร์หรือกัตทาเพอร์ชาตกค้างอยู่[79,84] และมีบางการศึกษาพบว่าความเข้มแสงบริเวณรากฟันส่วนกลางและส่วนปลายไม่ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ[85] น่าจะส่งผลให้มีระดับการเปลี่ยนแปลงของคาร์บอนพันธะคู่ไปเป็นคาร์บอนพันธะเดี่ยวไม่แตกต่างกัน ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในเดือยฟันส่วนกลางไม่แตกต่างจากเดือยฟันส่วนปลาย

อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่ขัดแย้งกันอยู่พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะไม่มีความแตกต่างในแต่ละบริเวณของคลองรากฟัน[86,12] และมีการศึกษาที่พบว่าบริเวณส่วนปลายรากฟันมีค่าความแข็งแรงยึดติดสูงกว่าบริเวณส่วนกลางและส่วนใกล้ตัวฟัน[79,87] อาจเนื่องมาจากความแนบสนิทของเดือยฟันส่วนปลายดังที่กล่าวมาร่วมกับการที่เอเฮชพลัสซีลเลอร์มีการยึดติดดีมากกับผิวฟันทำให้อาจยังเหลืออยู่ในท่อเนื้อฟันได้มากโดยเฉพาะในบริเวณใกล้ตัวฟันที่มีขนาดและปริมาณท่อเนื้อฟันมากที่สุด[79]

ในส่วนของรูปแบบความเสียหายของวัสดุ การศึกษาในครั้งนี้พบว่าแวริโอลิงค์ทูเกิดความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเนื้อฟันและสารเชื่อมยึดมากกว่าแบบอื่น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[23,76,88] โดยความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเนื้อฟันและสารเชื่อมยึดอาจมีสาเหตุมาจากปัจจัยซีซึ่งมีค่าค่อนข้างสูงภายในคลองรากฟัน[5] ทำให้เกิดแรงเค้นจากการหดตัวเนื่องจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ เกิดเป็นช่องว่างและทำให้สูญเสียการยึดติดของสารเชื่อมยึดกับผนังคลองรากฟัน[89] และปัจจัยเรื่องการเข้าทำงานภายในคลองรากฟันทำให้การควบคุมความชื้นทำได้ยากอาจมีน้ำหลงเหลืออยู่หลังจากขั้นตอนใช้น้ำล้างกรดในสารยึดติดระบบกรดกัดรวม ทำให้ขัดขวางการยึดติดได้[90] นอกจากนี้มีการศึกษาพบว่าการใช้โซเดียมไฮโปรคลอไรท์ในขั้นตอนการเตรียมคลองรากฟันอาจเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันกับส่วนประกอบภายในเนื้อฟัน ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะกับเนื้อฟันลดลงได้[37,91] ส่วนในกลุ่มลักซาคอร์พบความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเดือยฟันและสารเชื่อมยึดมากกว่าแบบอื่นแสดงถึงการยึดติดระหว่างเนื้อฟันและสารเชื่อมยึดที่ดีกว่าการยึดติดระหว่างเดือยฟันและสารเชื่อมยึดซึ่งสอดคล้องกับค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดที่สูงของเดือยฟันที่ยึดด้วยลักซาคอร์ ประกอบกับในการศึกษานี้ไม่มีการปรับสภาพพื้นผิวเดือยฟันทำให้ไม่เกิดการยึดติดทางกลและไม่เกิดปฏิกิริยาเคมีระหว่างอีพอกซีเรซินเมทริกซ์ของเดือยฟันกับส่วนเมทาไคลเลทในสารยึดติด[92] ทำให้เกิดความล้มเหลวระหว่างเดือยฟันและสารเชื่อมยึด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[56,93] ในส่วนความล้มเหลวแบบผสมที่เกิดขึ้นทั้งในแวริโอลิงค์ทูและลักซาคอร์อาจเนื่องมาจากคุณสมบัติการดูดซับน้ำ โดยพบว่าคุณสมบัติการดูดซับน้ำขึ้นอยู่กับส่วนประกอบในเรซินเมทริกซ์ของซีเมนต์[63] ซึ่งในแวริโอลิงค์ทูและลักซาคอร์มียูดีเอ็มเอเป็นองค์ประกอบในเรซินเมทริกซ์ที่มีลักษณะชอบน้ำ (hydrophilic) จึงเกิดการดูดซับน้ำผ่านเข้าไปใน

ชั้นเรซินซึ่งอาจเกิดได้หลายรูปแบบทั้งการซึมผ่านโดยตรงไปในเรซินเมทริกซ์ แทรกซึมผ่านไปในรูพรุนหรือน้ำอาจแทรกซึมไปบริเวณหน้าสัมผัสของสารเติมและเมทริกซ์เกิดการพองตัว ทำลายพันธะระหว่างสารเติมและเมทริกซ์ ทำให้สูญเสียการยึดอยู่ได้[56,63]

ในการศึกษานี้เป็นการทดลองที่ทำในฟันมนุษย์ซึ่งมักมีความแตกต่างขององค์ประกอบภายในฟันแต่ละซี่ หรือแม้แต่ในบริเวณต่าง ๆ ของซี่ฟันซี่เดียวกันเอง การมีรูปร่างลักษณะรากฟันแตกต่างกัน และการที่คลองรากฟันก่อนทำการขยายมีขนาดไม่เท่ากันทั้งหมด ขั้นตอนในการขยายคลองรากฟันอาจส่งผลให้เกิดชั้นเสมียร์ไม่เท่ากัน อาจเป็นปัจจัยที่ยากต่อการควบคุมซึ่งอาจมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดได้

สรุปผลการวิจัย

ภายใต้ภาวะและข้อจำกัดของการศึกษาด้วยการทดลองในห้องปฏิบัติการนี้ ผลการศึกษาสามารถให้ข้อสรุปได้ดังนี้

1. ชนิดของสารเชื่อมยึดมีผลต่อค่าความแข็งแรงยึดติด โดยพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์ในลักซาคอร์ สูงกว่าแวริโอลิงค์ทู ทุกระดับคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) และทั้งกลุ่มลักซาคอร์และแวริโอลิงค์ทูมีค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดที่ระดับเดือยฟันส่วนใกล้ตัวฟันสูงกว่าระดับเดือยฟันส่วนกลางและส่วนใกล้ปลายรากฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05) แต่ที่ระดับเดือยฟันส่วนกลางและเดือยฟันส่วนปลายรากฟันมีความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p>0.05)

2. รูปแบบการเสียหายของวัสดุที่พบในการศึกษาเป็นความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเนื้อฟันและสารเชื่อมยึด ความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเดือยฟันและสารเชื่อมยึดและความล้มเหลวแบบผสมซึ่งในกลุ่มแวริโอลิงค์ทูจะเกิดความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเนื้อฟันและสารเชื่อมยึดมากที่สุด ส่วนกลุ่มลักซาคอร์พบความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟระหว่างเดือยฟันและสารเชื่อมยึดมากที่สุด

ข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้เป็นเพียงการศึกษาค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในห้องปฏิบัติการ อาจมีปัจจัยหลายอย่างที่เกิดขึ้นในสภาวะช่องปากจริงเช่น แรงบดเคี้ยวที่กระทำซ้ำๆ ในทิศทางต่างๆ ปัจจัยด้านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่อาจมีผลต่อวัสดุและค่าความแข็งแรงยึดติดได้ ดังนั้นใน

การศึกษาครั้งต่อไปอาจพิจารณาออกแบบการทดลองให้มีความคล้ายคลึงกับการใช้งานภายในช่องปากมากยิ่งขึ้นเพื่อให้ได้ผลการทดลองที่ใกล้เคียงกับสภาพในช่องปากมากที่สุด

สารเชื่อมยึดลักซาคอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดในการยึดเดือยฟันไฟเบอร์สูงกว่าแวริโอลิงค์อย่างมีนัยสำคัญ สามรถใช้งานได้ง่ายและสะดวกเนื่องจากสามารถยึดเดือยฟันไฟเบอร์และก่อแกนฟันได้ในตัวเดียวกัน ดังนั้นลักซาคอร์จึงอาจเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาใช้งานได้ดี

บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

1. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. Dent Mater 2006;22(8):752-8.
2. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am Dent Assoc 2005;136(5):611-9.
3. Goncalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. J Prosthet Dent 2006;96(5):339-44.
4. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. J Endod 2010;36(4):609-17.
5. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. Dent Mater 2003;19(3):199-205.
6. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater 2002;18(8):596-602.
7. Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis S So MV. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. J Prosthet Dent 2013;110(2):134-40.
8. Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, et al. The root Canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. J Endod 2008;34(5):583-6.
9. Mosharraf R, Haerian A. Push-out bond strength of a fiber post system with two resin cements. Dent Res J 2011 Dec;8(Suppl 1):S88-93.
10. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compend Contin Educ Dent 2013;34(1):42-4,46.
11. Marques de Melo R, Bottino MA, Galvão RK, Soboyejo WO. Bond strengths, degree of conversion of the cement and molecular structure of the adhesive-dentine joint in fibre post restorations. J Dent 2012;40(4):286-94.

12. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. J Oral Rehabil 2005;32(2):97-104.

13. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. Dent Mater 2007;23(2):226-34.

14. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. Br Dent J 2003;195(1):43-8.

15. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod 2004;30(5):289-301.

16. 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.

17. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. Int J Prosthodont 1996;9(2):131-6.

18. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil 1990;17(6)599-609.

19. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. Dent Mater 2008;24(9):1178-86.

20. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. Int J Prosthodont 2008;21(4):328-36.

21. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. Dent Mater 2008;24(7):967-77.

22. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J 2005;24(1):1-13.

23. Chappell RP, Spencer P, Erick JD. The effects of current dentinal adhesives on the dentinal surface. Quintessence Int 1994;25(12):851-9.

24. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003;28(3):215-35.

25. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 1995;26(2):95-110.

26. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. Am J Dent 2000;13(5):255-60.

27. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. J Prosthet Dent 2006;95(4):302-10.

28. Hayashi M, Takahashi Y, Hirai M, Iwami Y, Imazato S, Ebisu S. Effect of endodontic irrigation on bonding of resin cement to radicular dentin. Eur J Oral Sci 2005;113(1):70-6.

29. Bastol PCA, Faria DE, Bridi EC, Amaral FLB, Franca FMG, Florio FM, et al. Push-out bond strength and sealing ability of etch-and-rinse and self-etching adhesives used for fiber glass dowel bonding at different depths of the root canals. Rev Odontol UNESP 2011;40(4):174-81.

30. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives wtyh chemical/dual-cured composites: Two-step vs one-step systems. Oper Dent 2003;28(6):747-55.

31. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. single-bottle, total-etch adhesive. J Adhes Dent 2003;5(2):91-105.

32. Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J Dent 2008;36(6):418-26.

33. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. Am J Dent 2000;13(6):324-8.

34. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral sci 2004;112(4):353-61.

35. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater 2006;22(1):45-56.

36. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. J Endod 2005;31(8):584-9.

37. Morris MD, Lee KM, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hyochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. J Endod 2001;27(12):753-7.

38. Marques de Melo R, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA, Bottino MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. J Adhes Dent 2008;10(2):127-33.

39. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in itro. Dent Mater 2008;24(5):660-6.

40. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater 2001;17(4):296-308.

41. Erdemir U, Sar-Sancakli H, Yildiz E, Ozel S, Batur B. An in vitro comparison of different adhesive strategies on the micro push-out bond strength of a glass fiber post. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 Jul;16(4):626-34.

42. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins. J Dent Res 1999;78(8):1469-76.

43. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med 2004;15(3):176-84.

44. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. J Endod 2007;33(3):303-5.

45. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. Dent Mater. 2012;28(3):287-297.

46. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pull-out strength of a fiber-reinforced post system. J Prosthet Dent 2007;98(3):193-198.

47. Wattanasukchai P, Sakoolnamarka R, Arksornnukit M. Adhesion of resin core foundation composites to root canal dentin using different dentin adhesives. Am J Dent 2010;23(2):98-102.

48. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. J Adhes Dent 2005;7(3):235-40.

49. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. Dent Traumatol 2005;21(3):155-9.

50. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. Quintessence Int 1994;25(5):313-9.

51. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod 2007;33(4)391-8.

52. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive post: a review. J Dent 2007;35(11):827-35.

53. Ahmadian L, Arbabi R, Kashani J. Compression of stress distribution in pull out and push out bond strength test set ups: A 3-D finite element stress analysis. Int J Prosthodont 2013;4(1):1-8.

54. Rahimi S, Shahi S, Nezafati S, Reyhani MF, Shakouie S, Jalili L. In vitro comparison of three different lengths of remaining gutta-percha for establishment of apical seal after post-space preparation. J Oral Sci 2008;50(4):435-9.

55. Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2012;17(2):337-44.

56. Raghad A, Askary AL. The effect of storage time on the retention of prefabricated metal and fiber posts using different luting agents (An in vitro study). Int J Enhanc Res Sci Technol Eng 2014 March;3(3):47-53.

57. Rödig T, Nusime AK, Konietschke F, Attin T. Effects of different luting agents on bond strengths of fiber-reinforced composite posts to root canal dentin. J Adhes Dent 2010;12(3):197-205.

58. Arrais CA, Kasaz Ade C, Albino LG, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. Braz Oral Res 2010;24(2):245-9.

59. Agrawal A, Mala K. An in vitro comparative evaluation of physical properties of four different types of core materials. J Conserv Dent 2014;17(3):230-3.

60. Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. Eur J Oral sci 2009;117(4):442-46.

61. Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. Dent Mater 2009;25(9):1082-9.

62. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. Braz Dent J 2012;23(5):508-14.

63. Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of lution cements in different solutions. Dent Mater J 2008;27(5):702-9.

64. Putignano A, Poderi G, Cerutti A, Cury A, Monticelli F, Goracci C, et al. An in vitro study on the adhesion of quartz fiber posts to radicular dentin. J Adhes Dent 2007;9(5):463-7.

65. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, et al. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. J Adhes Dent 2007; 9(2):195-202.

66. Mao H, Chen Y, Yip KH, Smales RJ. Effect of three radicular dentine treatments and two luting cements on the regional bond strength of quartz fibre posts. Clin Oral Investig 2011;15(6):869–78.

67. Wang VJ, Chen YM, Yip KH, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. Dent Mater 2008;24(3):372-7.

68. D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O, et al. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. Int Endod J 2008;41(4):322-8.

69. Zhang L, Magni E, Radovic I, Wang YJ, Chen JH, Ferrari M. Effect of curing modes of dual-curing luting systems and root regions on retention of translucent fiber posts in root canals. J Adhes Dent 2008;10(3):219-26.

70. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. Dent Mater 2002;18(7):495-502.

71. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Mumcu E, Yildiz E, Uslan I. Push-out bond strengths of two fiber post types bonded with different dentin bonding agents. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2010;93(2):359-66.

72. Sirimongkolwattana S, Treephiboon K, Nutithirawat P, Adchariyapitak N. Push-out bond strength of total-etch and self-etch adhesive systems with resin cements in different regional root canal dentin. CM Dent J 2014;35(2):135-43.

73. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. J Prosthet Dent 2006;95(5):368-78.

74. Rahal V, Briso AL, dos Santos PH, Sundefeld ML, Sundfeld RH. Influence of the hybrid layer thickness and resin tag lengtht on microtensile bond strength. Acta Odontol Lqtinoam 2011;24(1):8-14.

75. Perdigao J, Lopes MM, Gomes G. Interfacial adaptation of adhesive materials to root canal dentin. J Endod 2007;33(3):259-63.

76. Mumcu E, Erdemir U, Topcu FT. Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. Dent Mater J 2010;29(3):286-96.

77. Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. J Am Dent Assoc 2006;137(7):1006-12.

78. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. J Dent Res 2008;87(12):1122-6.

79. Muniz L, Mathias P. The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions. Oper Dent 2005;30(4):533-9.

80. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. Int Endod J 2001;34(5):346-53.

81. Braga RR, Ferracane JL. Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. J Dent 2002;30(7-8):333-40.

82. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tray FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. J Endod 2005;31(8):608-12.

83. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and ‘C’ factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. Dent Mater 2006;22(9):818-23.

84. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;97(3):381-7.

85. Taneja S, Kumari M, Gupta A. Evaluation of light transmission through different esthetic posts and its influence on the degree of polymerization of a dual cure resin cement. Conserv Dent 2013;16(1):32-5.

86. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Panyayong W, Tagami J. Regional bond strengths and failure analysis of fiber posts bonded to root canal dentin. Oper Dent 2008;33(6):636-43.

87. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. Int Endod J 2006;39(10):809-18.

88. Kadam A, Pujar M, Patil C. Evaluation of push-out bond strength of two fiber-reinforced composite posts systems using two luting cements in vitro. J Conserv Dent 2013;16(5):444-8.

89. Boff LL, Grossi ML, Prates LH, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Effect of activation mode of post adhesive cementation on push out bond strength to root canal dentin. Quintessence Int 2007;38(5):387-94.

90. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. In vivo fluid movement through Dentin Adhesives in Endodontically Treated Teeth. J Dent Res 2005;84(3):223-7.

91. Ishizuka T, Kataoka H, Yoshioka T, Suda H, Iwasaki N, Takahashi H, et al. Effect of NaClO treatment on bonding to root canal dentin using a new evaluation method. Dent Mater J 2001;20(1):24-33.

92. Erdemir U, Mumcu E, Topcu FT, Yildiz E, Yamanel K, Akyol M. Micro push-out bond strengths of 2 fiber post types luted using different adhesive strategies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;110(4):534-44.

93. de Durâo Mauricio PJ, González-López S, Aguilar-Mendoza JA, Félix S, González-Rodríguez MP. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;83(2):364-72.

ภาคผนวก

การเก็บรวบรวมข้อมูล

ตาราง 5 การเก็บรวบรวมผลการทดลองค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกด

กลุ่มทดลอง	ค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดเฉลี่ย (MPa)		
	ส่วนต้น (SE)	ส่วนกลาง (SE)	ส่วนปลาย (SE)
แวริโอลิงค์ทู			
ลักซาคอร์			

ตาราง 6 การเก็บรวบรวมผลการทดลองรูปแบบการเสียหายของวัสดุ

กลุ่มทดลอง	ตำแหน่ง	รูปแบบการเสียหายของวัสดุ (%)		
		ความล้มเหลวแบบแอดฮีซีฟ	ความล้มเหลวแบบโคฮีซีฟ	ความล้มเหลวแบบผสม
แวริโอลิงค์ทู	ส่วนต้น			
	ส่วนกลาง			
	ส่วนปลาย			
ลักซาคอร์	ส่วนต้น			
	ส่วนกลาง			
	ส่วนปลาย			

ตาราง 7 แสดงข้อมูลค่าความแข็งแรงพันธะต้านแรงกดของทุกกลุ่มการทดลองในหน่วยเมกะปาสคาล

แวริโอลิงค์ ทู ส่วนต้น	แวริโอลิงค์ ทู ส่วนกลาง	แวริโอลิงค์ ทู ส่วนปลาย	ลักซาคอร์ ส่วนต้น	ลักซาคอร์ ส่วนกลาง	ลักซาคอร์ ส่วนปลาย
8.393	7.842	12.058	22.457	9.287	8.937
13.171	6.521	14.412	19.896	16.558	15.408
12.810	4.067	4.198	17.036	9.272	13.148
7.296	7.226	11.077	21.129	13.741	12.878
11.166	4.730	4.759	13.938	11.466	11.425
15.326	4.129	5.346	15.032	14.120	10.819
10.831	8.577	5.055	11.825	14.377	16.459
10.983	8.773	2.440	19.021	16.649	16.859
13.107	9.762	6.811	17.512	16.887	14.360
14.447	5.828	4.396	17.033	11.241	12.238
10.663	9.414	3.386	20.017	15.594	12.688
15.764	8.168	8.793	16.007	10.841	11.124
11.803	4.119	9.042	13.897	11.338	12.129
17.545	6.256	6.869	20.476	6.710	14.880
13.623	3.809	3.240	22.573	11.518	14.856
7.1730	9.304	3.621	21.123	14.464	8.843
16.254	10.467	5.201	13.320	13.045	15.324
14.266	9.732	1.620	16.195	13.395	8.573
6.494	10.725	6.532	14.507	10.837	14.442
13.806	11.273	3.561	19.646	12.940	9.191
17.013	6.531	10.846	10.095	8.436	13.346
7.471	4.285	13.130	13.757	8.674	11.569
12.735	6.491	3.703	14.087	8.482	7.204
6.634	4.826	9.773	13.152	9.636	12.245
11.558	11.263	11.931	20.796	16.735	13.127
12.018	8.983	10.194	18.328	13.988	14.386
18.549	9.615	6.962	13.041	13.572	15.214
			17.847	10.311	

ตาราง 8 พรรณนาลักษณะของข้อมูลของแต่ละกลุ่มทดลอง

Case Summaries

Cements	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Eror of Mean
Luxacore cervical	28	16.91935	17.03445	10.0949	22.5725	.6513257
variolink cervical	27	12.25546	12.73500	6.4935	18.5494	.6584277
luxacore middle	28	12.28976	12.22900	6.7103	16.8875	.5400001
variolink middle	27	7.50826	7.84210	3.8090	11.2731	.4704781
luxacore apical	27	12.65451	12.87790	7.2040	16.8590	.4907176
variolink apical	27	6.99832	6.53210	1.6201	14.4115	.6957629
Total	164	11.47623	11.49195	1.6201	22.5725	.3554921

ตาราง 9 แสดงผลการทดสอบลักษณะการกระจายของข้อมูล

Tests of Normality

ซีเมนต์			Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
luxacore	ความแข็งแรงพันธะ	cervical	.116	28	.200*	.960	28	.340
		middle	.106	28	.200*	.961	28	.374
		apical	.119	27	.200*	.963	27	.427
variolink	ความแข็งแรงพันธะ	cervical	.104	27	.200*	.961	27	.390
		middle	.123	27	.200*	.929	27	.064
		apical	.158	27	.083	.937	27	.100

ตาราง 10 แสดงผลการตรวจสอบความเท่ากันของความแปรปรวน

Levene's Test of Equality of Error Variances[a]

F	df1	df2	Sig.
1.834	5	158	.109

ตาราง 11 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: ความแข็งแรงพันธะ

Source	Type III Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Corrected Model	1868.487[a]	5	373.697	39.108	.000	.553
Intercept	21447.998	1	21447.998	2244.585	.000	.934
cements	1038.624	1	1038.624	108.694	.000	.408
area	815.810	2	407.905	42.688	.000	.351
cements * area	7.985	2	3.992	.418	.659	.005
Error	1509.760	158	9.555			
Total	24977.683	164				
Corrected Total	3378.246	163				

ตาราง 12 แสดงผลจากทำการเปรียบเทียบภายหลังการวิเคราะห์ข้อมูล โดยวิธีการทดสอบของทูกีย์

Multiple Comparisons

(I) ซีเมนต์ ระดับคลองราก		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Luxacore cervical	Luxacore middle	4.629593*	.8261547	.000	2.997861	6.261324
	Luxacore apical	4.264839*	.8337692	.000	2.618068	5.911610
	Variolink cervical	4.663891*	.8337692	.000	3.017120	6.310662
	Variolink middle	9.411087*	.8337692	.000	7.764316	11.057858
	Variolink apical	9.921031*	.8337692	.000	8.274261	11.567802
Luxacore middle	Luxacore cervical	-4.629593*	.8261547	.000	-6.261324	-2.997861
	Luxacore apical	-.364754	.8337692	.662	-2.011525	1.282017
	Variolink cervical	.034298	.8337692	.967	-1.612473	1.681069
	Variolink middle	4.781494*	.8337692	.000	3.134723	6.428265
	Variolink apical	5.291439*	.8337692	.000	3.644668	6.938210
Luxacore apical	Luxacore cervical	-4.264839*	.8337692	.000	-5.911610	-2.618068
	Luxacore middle	.364754	.8337692	.662	-1.282017	2.011525
	Variolink cervical	.399052	.8413148	.636	-1.262622	2.060726
	Variolink middle	5.146248*	.8413148	.000	3.484574	6.807922
	Variolink apical	5.656193*	.8413148	.000	3.994518	7.317867
Variolink cervical	Luxacore cervical	-4.663891*	.8337692	.000	-6.310662	-3.017120
	Luxacore middle	-.034298	.8337692	.967	-1.681069	1.612473
	Luxacore apical	-.399052	.8413148	.636	-2.060726	1.262622
	Variolink middle	4.747196*	.8413148	.000	3.085522	6.408870
	Variolink apical	5.257141*	.8413148	.000	3.595467	6.918815
Variolink middle	Luxacore cervical	-9.411087*	.8337692	.000	-11.057858	-7.764316
	Luxacore middle	-4.781494*	.8337692	.000	-6.428265	-3.134723
	Luxacore apical	-5.146248*	.8413148	.000	-6.807922	-3.484574
	Variolink cervical	-4.747196*	.8413148	.000	-6.408870	-3.085522
	Variolink apical	.509944	.8413148	.545	-1.151730	2.171619
Variolink apical	Luxacore cervical	-9.921031*	.8337692	.000	-11.567802	-8.274261
	Luxacore middle	-5.291439*	.8337692	.000	-6.938210	-3.644668
	Luxacore apical	-5.656193*	.8413148	.000	-7.317867	-3.994518
	Variolink cervical	-5.257141*	.8413148	.000	-6.918815	-3.595467
	Variolink middle	-.509944	.8413148	.545	-2.171619	1.151730

ประวัติย่อผู้วิจัย

ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ ชื่อสกุล	ทพญ. เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์
วัน เดือน ปีเกิด	22 พฤษภาคม 2528
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	288/5 ซ. ร่มเกล้า 6/1 ถ.ร่มเกล้า เขตมีนบุรี แขวงมีนบุรี กรุงเทพมหานคร
ตำแหน่งปัจจุบัน	ทันตแพทย์เอกชน
สถานที่ทำงานปัจจุบัน	Healthy Smiles Dental Clinic @ Esplanade

ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2553	ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต (เกียรตินิยมอันดับ 2) คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
พ.ศ. 2558	วิทยาศาตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก (ทันตกรรมประดิษฐ์) คณะทันตแพทยศาสตร์ จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ