

ผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนพื้รเรชินคอมโพสิต
ต่อความล้้้มเหลวในการบูรณะพื้ที่รักษาคลองรากพื้



เรืออากาศโทหญิง ณีฎฐินี จิตต์จรัส

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2547

ISBN 974-17-6875-3

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECT OF FIBER DOWEL HEIGHTS IN RESIN COMPOSITE CORE ON
RESTORATION FAILURES OF THE ENDODONTICALLY TREATED TEETH

Flying Officer Nattinee Chitcharus

สถาบันวิทยบริการ

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

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2004

ISBN 974-17-6875-3

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนพืชมะเขือเทศ
ต่อความล้มเหลวในการบูรณะพื้นที่รักษาคลองรากพืชมะเขือเทศ
โดย เรืออากาศโทหญิง ญัฐิณี จิตต์จรัส
สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ทันตแพทย์ ตระกล เมฆญารัชชานนท์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง จุติมา ภูศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์ ศุภบูรณ์ บุรณเวช)

.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(อาจารย์ทันตแพทย์ ตระกล เมฆญารัชชานนท์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง ดร.ปรารมภ์ ชาลิมี่)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์ ดร.วีระ เลิศจิราการ)

ณัฐวิณี จิตต์จรัส : ผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนฟันเรซินคอมโพสิตต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน. (EFFECT OF FIBER DOWEL HEIGHTS IN RESIN COMPOSITE CORE ON RESTORATION FAILURES OF THE ENDODONTICALLY TREATED TEETH) อ.ที่ปรึกษา : ทันตแพทย์ ตรีภพ เมฆนารัชนานนท์, 79 หน้า. ISBN 974-17-6875-3.

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาถึงอิทธิพลของระดับความสูงต่างๆ ของเดือยเส้นใยในแกนฟันเรซินคอมโพสิตต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน ด้วยการทดสอบความต้านทานต่อการแตกหักของฟันตัดซี่กลางบนของมนุษย์ในห้องปฏิบัติการ โดยคัดเลือกเฉพาะฟันที่มีความยาวของรากฟัน 13 ± 2 มิลลิเมตร และไม่เคยรักษาคลองรากฟันมาก่อน จำนวน 40 ซี่ แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มควบคุม (กลุ่มละ 5 ซี่) และ 3 กลุ่มทดสอบ (กลุ่มละ 10 ซี่) ด้วยวิธีการสุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่อุดรูปเปิดคลองรากฟันด้วยเรซินคอมโพสิต (กลุ่มที่ 1) กลุ่มที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ (กลุ่มที่ 2) กลุ่มที่มีความสูงของเดือยเส้นใย 2 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร (กลุ่มที่ 3) กลุ่มที่มีความสูงของเดือยเส้นใย 4 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร (กลุ่มที่ 4) และกลุ่มที่มีความสูงของเดือยเส้นใย 6 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร (กลุ่มที่ 5)

ทำการทดสอบแรงต้านทานต่อการแตกหักด้วยเครื่องทดสอบแบบสากลที่มีความเร็วหัวกด 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที หัวกดกดลงบนด้านเพดานของครอบฟันเซรามิกที่มุม 130 องศาต่อแนวแกนฟัน พบว่า กลุ่มที่ 2 มีค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักสูงสุด คือ 290.38 ± 48.45 นิวตัน ตามด้วยกลุ่มที่ 1 (238.98 ± 26.26 นิวตัน) กลุ่มที่ 5 (228.35 ± 58.79 นิวตัน) กลุ่มที่ 4 (221.43 ± 38.74 นิวตัน) และกลุ่มที่ 3 มีค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักต่ำที่สุด คือ 199.05 ± 58.00 นิวตัน เมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) และเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยการทดสอบแบบดินแดนที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่า ค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักของกลุ่มทดสอบ (กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5) ไม่แตกต่างกันทางสถิติ และกลุ่มที่ 2 มีค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักแตกต่างกับกลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ภาควิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อ.....
 สาขาวิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....
 ปีการศึกษา.....2547.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

##4476111032 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD : FIBER DOWEL / RESIN COMPOSITE CORE

NATTINEE CHITCHARUS : EFFECT OF FIBER DOWEL HEIGHTS IN RESIN COMPOSITE CORE ON RESTORATION FAILURES OF THE ENDODONTICALLY TREATED TEETH. THESIS ADVISOR : TRAKOL MEKAYARAJJANANONTH, 79 pp. ISBN 974-17-6875-3.

The purpose of this in vitro study was to investigate the effect of fiber dowel heights in resin composite core on fracture resistance of the endodontically treated teeth. Selected forty human maxillary central incisors were randomly divided into 2 control groups (Group 1 and Group 2, 5 teeth each) and 3 experimental groups (Group 3, Group 4 and Group 5, 10 teeth each). Group 1: filled access opening with resin composite, Group 2: restored with quartz fiber post without resin composite core, Group 3, Group 4 and Group 5: restored with quartz fiber post in different heights (2, 4, 6 mm, respectively) in 6 mm resin composite core.

Fracture resistance was determined by the universal testing machine. The crosshead speed was 0.5 mm/min with 130-degree compressive load at the palatal surface of all-ceramic crown. The highest fracture resistance force was observed in Group 2 (290.38 ± 48.45 N) and respectively decreased in Group 1 (238.98 ± 26.26 N), Group 5 (228.35 ± 58.79 N), Group 4 (221.43 ± 38.74 N) and the least was observed in Group 3 (199.05 ± 58.00 N). According to one-way ANOVA and Duncan's test ($p \leq 0.05$), there was no statistically significant increased in force from Group 3 to Group 5 and the force in Group 2 was statistically significant higher than that of the experimental groups.

Department of Prosthodontic Dentistry

Field of study Prosthodontic Dentistry

Academic year 2004

Student's signature.....

Advisor's signature.....

Coadvisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนและส่งเสริมวิทยานิพนธ์ระดับปริญญาโท-เอก ในสถาบันอุดมศึกษาของรัฐของทบวงมหาวิทยาลัย (20106000009) ปีงบประมาณ 2546

ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ทันตแพทย์ ตระกล เมฆสุวรรณ นนท์ที่กรุณาให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่างๆ ที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่องานวิจัย ตลอดจนกรุณาตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จนสำเร็จลุล่วงด้วยดี

ขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการทุกท่านที่กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย และแก้ไขวิทยานิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงด้วยดี

ขอบคุณ Mr. Pierre-Luc Reynaud ผู้จัดการบริษัท Recherches Techniques Dentaires, RTD. ประเทศฝรั่งเศส ที่เอื้อเฟื้อด้วยเส้นใยควอทซ์ เข็มกรอแต่งรูปร่างเฉพาะของเดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 1 และให้คำปรึกษาทางด้านเทคนิคและข้อมูลของเดือยเส้นใย และบริษัท เจ มอริต้า คอร์ปอเรชั่น ประเทศไทย จำกัด ในการประสานงานระหว่างประเทศ

ขอบคุณทันตแพทย์ ทวีศักดิ์ ชุ่มประเสริฐ และบริษัท นูเดนท์ จำกัด ที่เอื้อเฟื้อข้อมูลของเดือยเส้นใย

ขอบคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในศูนย์วิจัยทันตวัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่อำนวยความสะดวกตลอดระยะเวลาการทำงานวิจัย

ขอบคุณนาย กิตติเดช โพธิ์นิยม และศูนย์จักรกลแห่งชาติ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตกำแพงแสน ในการทำอุปกรณ์ทดสอบในงานวิจัยนี้

สุดท้ายผู้วิจัยใคร่ขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และทุกคนในครอบครัวของผู้วิจัย และขอกราบขอบพระคุณผู้มีพระคุณทั้งหมดที่มีได้กล่าวนามในที่นี้ ที่ช่วยเหลือและเป็นกำลังใจในการทำงานวิจัยครั้งนี้

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ญ
สารบัญแผนภูมิ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	5
ขอบเขตของการวิจัย.....	5
ข้อจำกัดของการทดลอง.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
สมมติฐานของงานวิจัย.....	6
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
การออกแบบการวิจัย.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
สาเหตุและผลจากการรักษาคลองรากฟัน.....	7
เดือยที่ใช้ในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน.....	8
ความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน.....	11
ปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน.....	11
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	27
การเก็บตัวอย่างซี่ฟันในการวิจัย.....	27
การคัดเลือกซี่ฟันที่ใช้สำหรับการวิจัย.....	27
การแบ่งกลุ่มทดลอง.....	28
การเตรียมซี่ฟันทดสอบ.....	29
การทดสอบซี่ฟันทดสอบ.....	41
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	43

	หน้า
บทที่ 5 อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	51
รายการอ้างอิง.....	55
ภาคผนวก.....	71
ภาคผนวก ก. วัสดุที่ใช้ในการวิจัย.....	72
ภาคผนวก ข. ข้อมูลดิบ.....	77
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	79



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงตารางบันทึกผลการทดลอง.....	42
ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายในแต่ละกลุ่ม.....	43
ตารางที่ 3 แสดงผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายในแต่ละกลุ่มทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95.....	44
ตารางที่ 4 แสดงผลการเปรียบเทียบหาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายระหว่างกลุ่มทางสถิติด้วยการทดสอบต้นแค่นที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95.....	45
ตารางที่ 5 แสดงอัตราส่วนของจำนวนซี่ฟันทดสอบที่เสียหายต่อจำนวนซี่ฟันทดสอบในแต่ละกลุ่มทดลองในรูปแบบการเสียหายจำแนกตามกลุ่มทดลอง.....	45
ตารางที่ 6 แสดงความยาวของรากฟันและความกว้างของรากฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (หน่วยวัดเป็นมิลลิเมตร).....	77
ตารางที่ 7 แสดงค่าแรงสูงสุดของซี่ฟันทดสอบแต่ละกลุ่ม.....	78

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญภาพ

ภาพประกอบ	หน้า
ภาพที่ 1 แสดงความขรุขระของพื้นผิวเดือยเส้นใยเมื่อขยาย 500 เท่า.....	3
ภาพที่ 2 แสดงกลุ่มทดลองต่างๆ.....	28
ภาพที่ 3 เครื่องฉีดกัตตาเปอร์ชาเหลว (Obtura II).....	30
ภาพที่ 4 ซีเมนต์อุดคลองรากฟันชนิดที่ไม่มีส่วนผสมยูจีนอล (AH-Plus™ eugenol-free sealer).....	31
ภาพที่ 5 แสดงการจำลองเอ็นยึดปริทันต์.....	31
ภาพที่ 6 ซีฟันที่ฝังในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี.....	32
ภาพที่ 7 ซีฟันที่ได้รับการกรอแต่งแล้ว.....	33
ภาพที่ 8 เรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (LuxaCore® Automix Dual).....	34
ภาพที่ 9 ระบบสารยึด (All-Bond®2).....	34
ภาพที่ 10 เดือยเส้นใยควอทซ์ (D.T. Light Post®).....	35
ภาพที่ 11 สารคู่ควบไฮเลน (Porcelain Primer).....	36
ภาพที่ 12 ซิลิโคนใสที่ใช้พิมพ์ซีฟันที่กรอแต่งแล้ว.....	37
ภาพที่ 13 ปลายพลาสติกใสสำหรับทำแกนฟัน.....	38
ภาพที่ 14 ซีฟันที่ใช้เปลี่ยนเป็นครอบฟันเซรามิก.....	39
ภาพที่ 15 กรดไฮโดรฟลูอริกเข้มข้นร้อยละ 4 (Porcelain Etchant).....	40
ภาพที่ 16 เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (DuoLink™).....	40
ภาพที่ 17 แสดงซีฟันที่ยึดครอบฟันเซรามิกด้วยเรซินซีเมนต์.....	41
ภาพที่ 18 แสดงมุมของหัวกดกับแนวแกนฟัน.....	41
ภาพที่ 19 แสดงการแตกหักของซีฟันทดสอบในกลุ่มที่ 1.....	46
ภาพที่ 20 แสดงการแตกหักของซีฟันทดสอบในกลุ่มที่ 2.....	46
ภาพที่ 21 แสดงการแตกหักของซีฟันทดสอบในกลุ่มที่ 3.....	47
ภาพที่ 22 แสดงการแตกหักของซีฟันทดสอบในกลุ่มที่ 4.....	48
ภาพที่ 23 แสดงการแตกหักของซีฟันทดสอบในกลุ่มที่ 5.....	48
ภาพที่ 24 แสดงจำนวนซีฟันทดสอบที่เกิดการแตกหักในแต่ละรูปแบบตามกลุ่มทดลอง (จำนวนซีฟันทดสอบที่มีเดือยเส้นใยควอทซ์หักร่วมด้วย).....	49
ภาพที่ 25 เดือยเส้นใยควอทซ์ขนาดต่างๆ.....	72

สารบัญแผนภูมิ

แผนภูมิ	หน้า
แผนภูมิที่ 1 แสดงค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ทำเดือยเปรียบเทียบกับของเนื้อพื้น.....	16
แผนภูมิที่ 2 แสดงร้อยละที่เกิดความเสียหายจำแนกตามรูปแบบความเสียหายและกลุ่มทดลอง.....	50



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันจึงเพิ่มมากขึ้นในปัจจุบัน (Torbjorner และคณะ, 1995; Morgano และ Brackett, 1999; Heydecke และ Peters, 2002) เนื่องจากประหยัดเวลาในการทำงานและผลการรักษาเป็นที่น่าพอใจ (Smith, Schuman และ Wasson, 1998; Hagge และ Lindemuth, 2001)

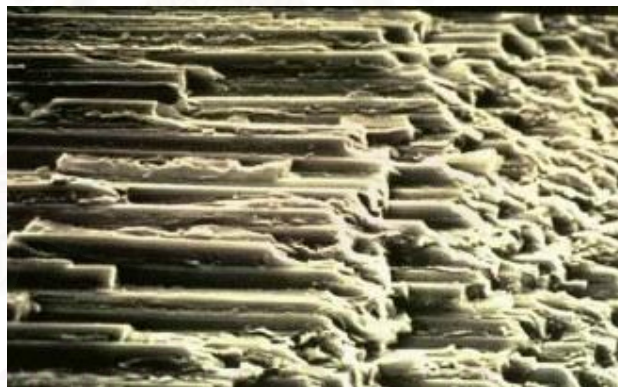
ความล้มเหลวที่เกิดจากการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยเดือยที่ทำมาจากโลหะซึ่งอาจเป็นเดือยหล่อหรือเดือยสำเร็จรูป ได้แก่ การหลวมหลุดของเดือย เดือยมีการบิดงอหรือหัก หรือรากฟันแตกหัก (Bergman และคณะ, 1989; Sorensen และ Engelman, 1990b; Torbjorner และคณะ, 1995) ทั้งนี้อาจเนื่องจากโลหะผสม (alloy) ที่ใช้ทำเดือยสามารถเกิดการกัดกร่อน (corrosion) (Angmar-Masson, Omnell และ Rud, 1969; Robbins, 1990; Pitel และ Hicks, 2003) และ/หรือมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) สูงกว่าของเนื้อฟันมาก ทำให้มีการกระจายแรงสู่ฟันไม่สม่ำเสมอ (Asmussen, Peutzfeldt และ Heitmann, 1999; Mannocci และคณะ, 1999; Purton, Love และ Chandler, 2000) ซึ่งอาจกล่าวได้ว่า วัสดุที่ใช้ทำเดือยเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

ปัจจุบันมีการพัฒนาวัสดุที่ใช้ทำเดือยให้มีลักษณะเชิงกลทางชีวภาพ (biomechanical characteristic) ที่ดี (Purton และ Payne, 1996) คือ ไม่เกิดการกัดกร่อนและมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นเท่ากับหรือใกล้เคียงกับของเนื้อฟันที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นประมาณ 18 กิกะปาสคาล (Dallari และ Rovatti, 1996; Mannocci, Vichi และ Ferrari, 1998; Mannocci, Sherriff และ Watson, 2001; Akkayan และ Gulmez, 2002) ทำให้มีการกระจายแรงไปตามเนื้อฟัน ลดการสะสมความเค้น (stress concentration) เฉพาะตำแหน่ง และช่วยลดการแตกหักของรากฟัน (Dietschi, Romelli และ Goretti, 1997; Duke, 2002; Newman และคณะ, 2003)

ในปี 1983 Lovell ได้นำเส้นใยคาร์บอนมาฝังในเมทริกซ์ที่เป็นอนินทรีย์สาร (inorganic matrix) เพื่อบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน (อ้างถึงใน Ferrari และ Scotti, 2002) ต่อมาในราวปี 1990 Duret, Reynaud และ Duret ได้พัฒนาเป็นเดือยสำเร็จรูปด้วยการนำเอาเส้นใยคาร์บอนที่เรียงตัวทางเดียวตามแนวยาวฝังในอีพอกซีเรซิน (epoxy resin) (อ้างถึงใน Ferrari และ Scotti, 2002; Stewardson, 2003) แต่อย่างไรก็ดี เดือยเส้นใยคาร์บอนมีสีดำ มีผลต่อการสะท้อนของแสงของฟันเมื่อทำการครอบฟันด้วยครอบฟันเซรามิก (Ferrari และคณะ, 2000; Mannocci, Ferrari และ Watson, 2001; Pitel และ Hicks, 2003) ต่อมาจึงมีการพัฒนาโดยการนำเอาเส้นใยควอทซ์มา

ล้อมรอบเส้นใยคาร์บอน หรือใช้เส้นใยแก้วหรือเส้นใยควอทซ์แทนเส้นใยคาร์บอนทั้งหมด เพื่อให้เกิดความสวยงาม มีความกลมกลืนในการสะท้อนแสงของเดือยและครอบฟันเซรามิก โดยเดือยเส้นใยบางชนิดมีลักษณะโปร่งแสง เพื่อเป็นการช่วยนำแสงตามความยาวของเดือย เพิ่มปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ (polymerization) ของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light curing resin cement) หรือชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (dual curing resin cement) (Asmussen และคณะ, 1999; Pitel และ Hicks, 2003)

การยึดเดือยเส้นใยกับวัสดุอื่นๆ สามารถเกิดขึ้นได้ทั้งการยึดติดทางกล (mechanical retention) และทางพันธะเคมี (chemical bond) เนื่องจากพื้นผิวของเดือยเส้นใยมีความขรุขระ 5-15 ไมครอน (ภาพที่ 1) ก่อให้เกิดการยึดติดทางกล (Recherches Techniques Dentaires, RTD., (n.d.); RTD., 1994) และสามารถยึดติดทางเคมีกับเรซิน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเรซินจำพวกบีสจีเอ็มเอ (Bis-GMA, bisphenol-glycidyl-methacrylate) (Duret, Duret และ Reynaud, 1996; Asmussen และคณะ, 1999) ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญในเรซินคอมโพสิตและเรซินซีเมนต์ (Kidd, Smith และ Watson, 2003)



ภาพที่ 1 แสดงความขรุขระของพื้นผิวเดือยเส้นใยเมื่อขยาย 500 เท่า
ที่มาของภาพ : <http://www.rtd.fr/Sources/03mechanical/adhesion.htm>

นอกจากนี้ ระบบสารยึด (bonding system) ในปัจจุบันมีการพัฒนาก้าวหน้าอย่างมาก ทำให้เกิดการยึดติดระหว่างวัสดุบูรณะกับเนื้อฟันมีประสิทธิภาพมากขึ้นกว่าในอดีต (Dietschi และคณะ, 1997) การยึดเดือยเส้นใยกับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์ร่วมกับการใช้ระบบสารยึดอาจเปรียบเสมือนเป็นการรวมโครงสร้างของเดือยกับเนื้อฟัน (tooth-post-core monobloc) เกิดการกระจาย

แรงอย่างสม่ำเสมอเมื่อได้รับแรงบิดเคี้ยว (Dallari และ Rovatti, 1996; Asmussen และคณะ, 1999) ลดการเกิดความเค้น (stress) บริเวณผิวสัมผัสของวัสดุต่างชนิดกัน (Dietschi และคณะ, 1997; Dean, Jeansonne และ Sarkar, 1998; Asmussen และคณะ, 1999) ทำให้การแยกตัวของวัสดุบูรณะกับเนื้อฟันลดลง (Dallari และ Rovatti, 1996)

การศึกษาที่ผ่านมามักมุ่งเน้นถึงขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง รูปแบบ ความยาวของเดือยที่มีผลต่อการยึดอยู่หรือการแตกหักของรากฟัน (Standlee, Caputo และ Hanson, 1978; Johnson และ Sakumura, 1978; Sorensen และ Martinoff, 1984b; Sokol, 1984; Cooney, Caputo และ Trabert, 1986) โดยอาจไม่ได้คำนึงถึงระดับความสูงของเดือยสำเร็จรูปในแกนฟันเรซินคอมโพสิต โพลีดีที่อาจพบได้ในทางคลินิก เช่น การซ่อมแซมฟันหลักที่มีการหักของเดือยเส้นใยโดยการเสริมเฉพาะความสูงของแกนฟันเรซินคอมโพสิตเท่านั้นซึ่งอาจมีผลต่อการบูรณะฟันที่รักษาคอลงรากฟัน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาถึงผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนพื้นเรซินคอมโพสิตต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

ขอบเขตของการวิจัย

เป็นงานวิจัยเชิงทดลองที่ทำในห้องปฏิบัติการ เพื่อทดสอบความต้านทานต่อการแตกหัก โดยแรงกดทำมุม 130 องศาต่อแนวแกนฟันด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล (universal testing machine) เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระดับความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนพื้นเรซินคอมโพสิต โดยใช้เดือยเส้นใยควอทซ์ ระบบสกรวยยึด เรซินคอมโพสิต และเรซินซีเมนต์เพียงชนิดเดียวตลอดการวิจัย

ข้อจำกัดของการทดลอง

การวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเชิงทดลองที่ทำในห้องปฏิบัติการจึงไม่สามารถควบคุมหรือจำลองสภาวะในช่องปากที่มีความซับซ้อนได้ทั้งหมด เช่น อุณหภูมิ ความชื้น และการสัมผัสทำลาย แต่สามารถนำผลการทดลองบางส่วนไปอ้างอิงถึงแนวโน้มที่อาจเป็นไปได้เมื่อบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่ระดับความสูงต่างๆ ร่วมกับการก่อแกนฟันด้วยเรซินคอมโพสิต

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึง

“ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น” แปลมาจากคำว่า modulus of elasticity หมายถึง อัตราส่วนระหว่างแรงต่อการยืดหดตัวของวัสดุ มีหน่วยเป็นแรง (นิวตัน, N) ต่อพื้นที่ตัดขวางที่เปลี่ยนแปลงไป (ตารางเมตร, m^2) ในทางทันตกรรมนิยมใช้หน่วยเป็นเมกะปาสคาล (MPa) หรือกิกะปาสคาล (GPa)

“ความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน” หมายถึง ครอบฟันหลุดหรือแตก การแตกหรือหักของเดือยหรือแกนฟัน เดือยหลวมหลุด หรือรากฟันแตกหัก

สมมติฐานของงานวิจัย

H_0 = ความสูงของเดือยเส้นใยคอตทอนที่ไม่มีผลต่อความล้มเหลวในการบรูณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

H_a = ความสูงของเดือยเส้นใยคอตทอนที่มีผลต่อความล้มเหลวในการบรูณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เพื่อเป็นแนวทางในการบรูณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยเดือยเส้นใยคอตทอนร่วมกับแกนฟันเรซินคอมโพสิตที่มีความสูงที่เหมาะสม โดยก่อให้เกิดผลประโยชน์สูงสุดต่อผู้ป่วย

การออกแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลอง (experimental research)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

สาเหตุและผลจากการรักษาคลองรากฟัน

สาเหตุที่ทำให้ฟันต้องได้รับการรักษาคลองรากฟัน ได้แก่ การผุลุกลามถึงโพรงประสาทฟัน ฟันได้รับการบาดเจ็บ หรือได้รับการบูรณะด้วยการอุดฟันซ้ำหลายครั้ง (Cohen และ Burns, 2002; Hargreaves และ Goodis, 2002; Heydecke และ Peters, 2002; Kostka และ Roulet, 2003) มีผลทำให้ฟันที่รักษาคลองรากฟันสูญเสียโครงสร้างของฟัน (Reeh และคณะ, 1989; Gutmann, 1992; Sedgley และ Messer, 1992; Assif และ Gorfil, 1994) มีการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพและทางกล (Helfer และคณะ, 1972; Tidmarsh, 1976; Gutmann, 1992; Zhi-Yue และ Yu-Xing, 2003) และมีผลต่อความสวยงาม (Cohen และ Burns, 2002; Ferrari และ Scotti, 2002)

การสูญเสียโครงสร้างของฟันทั้งปริมาณและตำแหน่งที่สูญเสียต่างมีอิทธิพลต่อความแข็งแรงของฟันต่อความสามารถในการต้านทานต่อแรงภายในช่องปาก Reeh และคณะ (1989) พบว่าความแข็งตึง (stiffness) ของฟันลดลงจากขบวนการรักษาคลองรากฟันเพียงร้อยละ 5 แต่ความแข็งตึงจะลดลงอย่างมากและมีการบิดเบี้ยวของปุ่มฟัน (cuspal deflection) เมื่อสูญเสียสันริมฟัน (marginal ridge) (Panitvisai และ Messer, 1995) โดยความกว้างบริเวณคอคอด (isthmus) ความลึกและจำนวนด้านของฟันถูกกรอออกไปมีผลต่อความต้านทานต่อการแตกหักโดยตรง (Khera และคณะ, 1990) แต่อย่างไรก็ดี แม้การกรอฟันที่บริเวณคอคอดไม่กว้างนัก แต่มีความลึกมาก เช่น การกรอเปิดโพรงฟันเพื่อทำการรักษาคลองรากฟัน เป็นต้น ทำให้ฟันนั้นอ่อนแอกว่าการกรอฟันบริเวณคอคอดกว้างๆ แต่มีความลึกน้อย (Blaser และคณะ, 1983) อาจเนื่องจากการกรอเปิดโพรงฟัน เป็นการทำลายส่วนหลังคาของโพรงในตัวฟัน (roof of pulp chamber) (Assif และ Gorfil, 1994) ซึ่งมีความสำคัญในการช่วยกระจายความเค้นที่เกิดจากการบดเคี้ยวและการใช้งานไปยังทุกพื้นผิวของฟัน (Gutmann, 1992)

การรักษาคลองรากฟันทำให้ลักษณะทางกายภาพและทางกลของฟันเปลี่ยนแปลงไป ในปี 1961 Rosen ได้กล่าวไว้ว่า ฟันที่รักษาคลองรากฟันเป็นฟันที่เปราะจากฟันขาดเลือดมาหล่อเลี้ยง ทำให้เนื้อฟันแห้ง (desiccated dentin) และไม่ยืดหยุ่น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Helfer และ

คณะ (1962) ที่พบว่าเนื้อฟันของฟันที่รักษาคลองรากฟันมีการสูญเสียเนื้อฟันในส่วนที่ไม่ได้เกิดฟันระเคมีกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) และฟันหน้ามีการสูญเสียเนื้อฟันมากกว่าฟันหลัง นอกจากนี้พบว่าเนื้อฟันของฟันที่รักษาคลองรากฟันมีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติเชิงกลของเส้นใยคอลลาเจน ซึ่งส่วนใหญ่เป็นเส้นใยคอลลาเจนมีลักษณะโตไม่เต็มที่ (immatured collagen fiber) (Rivera และคณะ, 1988; Gutmann, 1992) โดยการลดลงของปริมาณเนื้อฟันอาจเป็นสาเหตุทำให้เนื้อฟันหดตัว ก่อให้เกิดความเค้น (stress) และเกิดเป็นรอยร้าว (crack formation) ของเนื้อฟันในที่สุด (Lewinstein และ Grajower, 1981) และการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของเส้นใยคอลลาเจน (Rivera และคณะ, 1988; Gutmann, 1992) และค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่รักษาคลองรากฟัน (Hunag, Schilder และ Nathanson, 1992) ทำให้เนื้อฟันมีความยืดหยุ่น กำลังดึง (tensile strength) กำลังเฉือน (shear strength) พลังงานการแตกหัก (fracture toughness) และดูดซับพลังงานน้อยกว่าฟันที่ไม่ได้รักษาคลองรากฟัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณคอฟัน (Rivera และคณะ, 1988; Hunter, Feiglin และ Williams, 1989; Gutmann, 1992; Huang และคณะ, 1992) อย่างไรก็ตามการศึกษางานบางการศึกษารายงานว่าการที่เนื้อฟันแห้งเนื่องจากการสูญเสียเนื้อฟันไม่เป็นการทำให้คุณสมบัติของเนื้อฟันอ่อนแอลง (Huang และคณะ, 1992) ยังมีการศึกษาและรายงานถึงลักษณะเชิงกลทางชีวภาพและความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันไม่มีความแตกต่างจากฟันที่ไม่ได้รักษาคลองรากฟัน (Trabert และคณะ, 1978; Sedgley และ Messer, 1992)

นอกจากนี้ ระดับความทนต่อความเจ็บปวด (pain threshold level) อาจเป็นปัจจัยเสริมที่ทำให้ฟันที่รักษาคลองรากฟันเสี่ยงต่อแตกหัก (Morgano, 1996) เนื่องจากฟันที่รักษาคลองรากฟันมีระดับความทนต่อความเจ็บปวดมากกว่าฟันที่ไม่ได้รักษาคลองรากฟันประมาณ 2 เท่า ทำให้การตอบสนองของประสาทสัมผัส (proprioceptive) ซึ่งเป็นกลไกการป้องกันตัวเองตามธรรมชาติของฟันลดลง (Randow และ Glantz, 1986)

เคียวที่ใช้ในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

การสูญเสียโครงสร้างของฟันและการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพและทางกลของฟันที่รักษาคลองรากฟัน ทำให้ฟันดังกล่าวถูกมองว่าเป็นฟันที่อ่อนแอและมีความเสี่ยงต่อการแตกหักสูง (Healey, 1957; Rosen, 1961; Sokol, 1984; Assif และ Gorfil, 1994) ในอดีตจึงนิยมเสริมความแข็งแรงให้กับฟัน (Trabert และคณะ, 1978; Colman, 1979; Leary และคณะ, 1987) ด้วยการ

บุรณะด้วยเดือยและแกนฟันที่ทำด้วยโลหะหล่อร่วมกับการครอบฟัน (Colman, 1979; Trabert และ Cooney, 1984; Reagan และคณะ, 1999) ซึ่งถือเป็นวิธีการรักษาทางอุดมคติ (Pitel และ Hicks, 2003) แต่ปัจจุบันเดือยทำหน้าที่เป็นเพียงหลักยึดให้กับแกนฟัน (Kahn, 1991; Stockton และคณะ, 1998; Musikant และคณะ, 2001) และช่วยกระจายแรงไปยังรากฟันและเนื้อเยื่อรองรับ (Ko และคณะ, 1992; Ho และคณะ, 1994; Yaman และคณะ, 1998) ไม่ได้ทำหน้าที่เสริมความแข็งแรงให้แก่ฟันที่รักษาคลองรากฟันแต่อย่างใด (Sorensen และ Martinoff, 1984a; Trope, Maltz และ Tronstad, 1985; Farah และ Powers, 1993; Fernandes และ Dessai, 2001; Musikant และคณะ, 2001) นอกจากนี้ การใส่เดือยอาจทำให้ฟันที่รักษาคลองรากฟันมีสภาพอ่อนแอลงจากการสูญเสียเนื้อฟันในการเตรียมช่องว่างสำหรับการใส่เดือย (Trabert และคณะ, 1978; Trope และคณะ, 1985; Tjan และ Whang, 1985; Leary และคณะ, 1987) เนื่องจากปริมาณเนื้อฟันที่หลงเหลืออยู่ถือว่าเป็นปัจจัยสำคัญต่อความต้านทานต่อการแตกหัก (Trabert และคณะ, 1978; Assif และ Gorfil, 1994; Morgano, 1996; Dean และคณะ, 1998)

เดือยที่ใช้ในการบุรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันสามารถแบ่งตามลักษณะการผลิตของเดือยได้เป็นเดือยหล่อและเดือยสำเร็จรูป โดยเดือยหล่อมักทำด้วยโลหะผสม มีรูปร่างตามลักษณะของคลองรากฟันเป็นทรงสอบ มีการสูญเสียเนื้อฟันจากการกรอเตรียมช่องว่างสำหรับเดือยค่อนข้างน้อย (DeSort, 1983; Morgano, 1996; Smith และคณะ, 1998) มีความแข็งแรงสูง แนบสนิทกับผนังคลองรากฟันดี (DeSort, 1983; Farah และ Powers, 1993; Torbjorner และคณะ, 1995; Smith และคณะ, 1998) ไม่มีรอยต่อระหว่างเดือยกับแกนฟัน (van Noort, 2002) แต่ใช้เวลาในการผลิตนานกว่า (Morgano และ Brackett, 1999; Reagan และคณะ, 1999; Heydecke และ Peters, 2002) และมีขั้นตอนยุ่งยากในการทำงานมากกว่าเดือยสำเร็จรูป (Torbjorner และคณะ, 1995) และก่อให้เกิดลิ้มตอก (wedging effect) เพิ่มความเสี่ยงต่อการแตกหักของฟัน (Sorensen และ Engelman, 1990b; Kahn, 1991; Ferrari, Vichi และ Garcia-Godoy, 2000) อย่างไรก็ตามเดือยหล่อได้ถูกนำมาใช้และนิยมใช้กันมาเป็นระยะเวลายาวนาน (Reagan และคณะ, 1999; Pitel และ Hicks, 2003) และยังให้ผลสำเร็จที่ดีในการบุรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน (Bergman และคณะ, 1989; Pitel และ Hicks, 2003)

ปัจจุบันความนิยมในการใช้เดือยสำเร็จรูปเพิ่มมากขึ้น (Torbjorner และคณะ, 1995; Morgano และ Brackett, 1999; Heydecke และ Peters, 2002) เนื่องจากใช้เวลาในการรักษาน้อยกว่าเดือยหล่อ (Oblak และคณะ, 2004) ขั้นตอนในการทำงานไม่ยุ่งยาก (van Noort, 2002;

Newman และคณะ, 2003) เด็ดยสำเร็จรูปสามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ เด็ดยแบบชั้นเกลียว (active post) และเด็ดยแบบไม่ชั้นเกลียว (passive post) จากการศึกษา พบว่า เด็ดยแบบชั้นเกลียวให้การยึดอยู่กับฟันมากที่สุด เนื่องจากเกลียวของเด็ดยถูกชั้นเข้าไปในเนื้อฟันภายในคลองรากฟัน (Standlee และคณะ, 1980; DeSort, 1983; Sorensen และ Martinoff, 1984b; Deutsch, Musikant และ Cavallari, 1985) และอาจนำมาใช้ในกรณีที่รากฟันสั้นๆ ได้ (Robbins, 1990; Farah และ Powers, 1993; Morgano, 1996) แต่เด็ดยแบบชั้นเกลียวมักเกิดความเค้นต่อฟันสูง (Deutsch และคณะ, 1985; Farah และ Powers, 1993; Saunders และ Saunders, 1994; McLean, 1998) จึงเสี่ยงต่อการแตกหักของเนื้อฟัน (Standlee และคณะ, 1978; Standlee, Caputo และ Holcomb, 1982; Fernandes, Shetty และ Coutinho, 2003) และอาจทำให้รากฟันแตกหักในแนวตั้ง (Standlee และคณะ, 1972; DeSort, 1983)

ส่วนเด็ดยแบบไม่ชั้นเกลียวยึดอยู่ในคลองรากฟันด้วยซีเมนต์ (Fernandes และคณะ, 2003) สามารถแบ่งตามรูปร่างได้ คือ เด็ดยแบบขนานและเด็ดยทรงสอบ โดยเด็ดยแบบขนานให้การยึดอยู่ได้ดีกว่าเด็ดยทรงสอบ แต่น้อยกว่าเด็ดยแบบชั้นเกลียว (Standlee และคณะ, 1978; Trabert และคณะ, 1978; Johnson และ Sakumura, 1978; Cooney และคณะ, 1986; Robbins, 1990) ให้การกระจายความเค้นรูปแบบเดียวกันตลอดตามความยาวของเด็ดย (Johnson และ Sakumura, 1978; Cooney และคณะ, 1986) แต่มีการสะสมความเค้นที่บริเวณส่วนปลายของเด็ดย (Assif และคณะ, 1989) และเมื่อเปรียบเทียบกับเด็ดยทรงสอบ เด็ดยแบบขนานมีการกระจายความเค้นจากการบิดเคี้ยว ความต้านทานต่อแรงดึง แรงเฉือน และแรงหมุน (torque) ได้ดีกว่าเด็ดยทรงสอบ (Johnson และ Sakumura, 1978; Kahn, 1991) แต่เนื่องจากคลองรากฟันมีลักษณะเป็นทรงสอบ การเตรียมช่องว่างสำหรับการใส่เด็ดยแบบขนาน ทำให้สูญเสียเนื้อฟันเกินความจำเป็น โดยเฉพาะบริเวณส่วนปลายรากฟัน (Morgano, 1996; Summitt, Robbins และ Schwartz, 2001; Pitel และ Hicks, 2003) การใช้เด็ดยแบบขนานจึงเสี่ยงต่อการทำให้ปลายรากฟันเกิดการทะลุ (perforation) และแตกหัก เนื่องจากผนังคลองรากฟันบางลงจากการเตรียมช่องว่างสำหรับการใส่เด็ดย (Kostka และ Roulet, 2003) แม้ว่าเด็ดยทรงสอบให้การยึดอยู่น้อยกว่าเด็ดยแบบชั้นเกลียวและแบบขนาน (Standlee และคณะ, 1978; Johnson และ Sakumura, 1978; Robbins, 1990; Summitt และคณะ, 2001) แต่มีการสูญเสียเนื้อฟันในคลองรากฟันน้อยกว่าเด็ดยแบบขนาน (Morgano, 1996; Summitt และคณะ, 2001) เด็ดยทรงสอบมีการสะสมความเค้นบริเวณบ่าส่วนต้นของคลองรากฟัน (coronal shoulder) (Musikant และคณะ, 2001) ในขนาดเท่ากับบริเวณปลายรากฟัน ซึ่งน้อยกว่าการสะสมความเค้นบริเวณปลายรากฟันของเด็ดยแบบขนาน (Assif และ

คณะ, 1989) นอกจากนี้ รูปร่างของเดือยทรงสอบมีลักษณะคล้ายลิ้มจึงอาจทำให้เกิดการแตกหักของรากฟันได้ง่ายจากการเกิดลิ้มตอก (Standlee และคณะ, 1972; Cooney และคณะ, 1986; Sorensen และ Engelman, 1990a) แต่อย่างไรก็ตาม รูปแบบของเดือยไม่มีอิทธิพลต่อความต้านทานต่อการแตกหักของฟันเมื่อมีปริมาณเนื้อฟันเหลือมากเพียงพอ (Milot และ Stein, 1992) และทำการครอบฟันในสภาวะที่มีแถบโลหะโอบล้อมเนื้อฟันเหนือต่อขอบครอบฟัน 2 มิลลิเมตร (Assif และคณะ, 1993; Assif และ Gorfil, 1994; Torbjorner และคณะ, 1995)

ความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

ความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยการใส่เดือยและแกนฟันร่วมกับการครอบฟันที่พบได้คือ การหักของแกนฟันหรือเดือย เดือยงอ เดือยหลวมหลุด หรือรากฟันแตกหัก (Bergman และคณะ, 1989; Farah และ Powers, 1993; Torbjorner และคณะ, 1995; Purton และ Payne, 1996; Sirimai, Riis และ Morgano, 1999; Rosentritt และคณะ, 2000) Torbjorner และคณะ (1995) รายงานว่า ความล้มเหลวที่พบบ่อยที่สุดได้แก่ การหลวมหลุดของเดือย (Rosentritt และคณะ, 2000) และการแตกหักของรากฟันถือว่าเป็นความล้มเหลวที่รุนแรงที่สุด โดยสาเหตุของความล้มเหลวที่เกิดขึ้นอาจเกิดจากความเค้นภายในคลองรากฟันหรือการที่มีเนื้อเยื่อรองรับฟันไม่ดี (Trushkowsky, 1996) กล่าวคือ จุดสูงสุดของกระดูกที่รองรับฟันเป็นจุดหมุนในแนวกระพุ้งแก้ม-ลิ้น (bucco-lingual) (DeSort, 1983; Assif และ Gorfil, 1994) และเมื่อกระดูกที่รองรับฟันมีการละลายตัว ทำให้ระดับความสูงของกระดูกลดลงจึงเสมือนเป็นการเคลื่อนตำแหน่งจุดหมุนไปอยู่ที่ตำแหน่งใกล้ปลายรากฟันมากขึ้น (Trushkowsky, 1996) ทำให้ความยาวของคานเหนือจุดหมุนเพิ่มมากขึ้น เดือยจึงขยับและหลวมหลุดได้ง่ายขึ้น (Fernandes และ Dessai, 2001; Musikant และคณะ, 2001) นอกจากนี้การใส่เดือยสั้นร่วมกับแกนฟันยาว เกิดคานงัดและความเค้นเฉือนภายในคลองรากฟัน ทำให้การยึดอยู่ลดลง (Trushkowsky, 1996; Fernandes และ Dessai, 2001) เพิ่มอัตราความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน (Leary และคณะ, 1987; Musikant และคณะ, 2001)

ปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันรักษาคลองรากฟัน

นอกจากปริมาณเนื้อฟันที่มีผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันแล้ว ยังมีอีกหลายปัจจัยที่ควรนำมาพิจารณา เช่น ตำแหน่งของฟันในขากรรไกร รูปร่างของตัวฟันและราก

ฟัน แรงบิดเคี้ยว การทำหน้าที่ของฟัน สภาพทางปริทันต์ของฟัน (Sorensen และ Martinoff, 1984a; Sorensen และ Martinoff, 1985; Khera และคณะ, 1990; Gutmann, 1992; Torbjorner และคณะ, 1995) สภาวะที่มีแถบโลหะโอบล้อมเนื้อฟันเหนือต่อขอบครอบฟันหรือใต้รอยต่อของเนื้อฟันกับแกนฟัน (ferrule effect) รูปร่าง ขนาด ความยาว และความแนบสนิทของเดือย (Standlee และคณะ, 1972; Stem และ Hirshfeld, 1973; Johnson และ Sakumura, 1978; Standlee และคณะ, 1982; Sokol, 1984; Sorensen และ Engelman, 1990b) วัสดุที่ใช้ทำเดือยและแกนฟัน (Hoag และ Dwyer, 1982; Boudrias, Sakal และ Petrova, 2001) และชนิดของซีเมนต์ (Olio และ Espevik, 1978; Standlee และคณะ, 1978; Trushkowsky, 1996; Junge และคณะ, 1998; Boudrias และคณะ, 2001) เป็นต้น

-สภาวะที่มีแถบโลหะโอบล้อมเนื้อฟันเหนือต่อขอบครอบฟันหรือใต้รอยต่อของเนื้อฟันกับแกนฟัน

สภาวะที่มีแถบโลหะโอบล้อมเนื้อฟันเหนือต่อขอบครอบฟันหรือใต้ต่อรอยต่อของเนื้อฟันกับแกนฟันประมาณ 1-2 มิลลิเมตรโดยรอบ สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักของรากฟัน (Rosen, 1961; Rosen และ Partida-Rivera, 1986; Barkhordar, Radke และ Abbasi, 1989; Sorensen และ Engelman, 1990a) ลดอิทธิพลของรูปแบบของเดือย (Assif และคณะ, 1989; Torbjorner และคณะ, 1995; Assif และคณะ, 1993) ลดการแยกตัวของซีเมนต์ (Sorensen และ Engelman, 1990a; Morgano และ Brackett, 1999) ลดการสะสมความเค้นบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยกับแกนฟัน (Libman และ Nicholls, 1995; Zhi-Yue และ Yu-Xing, 2003) ลดความเค้นบริเวณปลายรากฟัน (Pierrisnard และคณะ, 2002) ต้านทานต่อการล้ม และต้านต่อการเกิดลิ้มตอก (wedge effect) ของเดือยทรงสอบ (DeSort, 1983) โดยเนื้อฟันที่ถูกโอบล้อมควรเป็นผนังที่ขนานกัน (Sorensen และ Engelman, 1990a; McLean, 1998) ซึ่งการตัดเฉียง (bevel) เนื้อฟันบริเวณรอยต่อของเนื้อฟันกับแกนฟัน ไม่ได้ก่อให้เกิดประโยชน์แต่อย่างใด (Sorensen และ Engelman, 1990a) แต่การตัดเฉียงบริเวณขอบครอบฟันกว้างประมาณ 1 มิลลิเมตร เสมือนเป็นการเพิ่มการโอบล้อมเนื้อฟัน สามารถเพิ่มการต้านทานต่อการแตกหักของรากฟัน ยังคงเป็นที่ถกเถียงกันอยู่ (Rosner, 1963; DeSort, 1983; Sorensen และ Engelman, 1990a; Milot และ Stein, 1992; Morgano, 1996; Al-Hazaimh และ Gutteridge, 2001) แต่อย่างไรก็ตาม กรณีที่ฟันที่ไม่มีสภาวะที่มีแถบโลหะโอบล้อมเนื้อฟันที่เหนือต่อขอบครอบฟัน การตัดเฉียงบริเวณขอบครอบฟันก็ไม่ได้เป็นการช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักของรากฟัน (Sorensen และ Engelman, 1990a)

-ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง ความยาว และความแนบสนิทของเดือย

มีการศึกษาจำนวนมากที่ศึกษาถึงอิทธิพลของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง ความยาว และความแนบสนิทของเดือยต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน พบว่า การเพิ่มความแนบสนิทของเดือยเป็นการเพิ่มความสำเร็จในการบูรณะฟัน (Sorensen และ Engelman, 1990b) ส่วนการเพิ่มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางและความยาวของเดือยเป็นการเพิ่มการยึดอยู่ (Johanson และ Sakumura, 1978; Standlee และคณะ, 1978; Sokol, 1984; Farah และ Powers, 1993; Gallo และคณะ, 2002) แต่การเพิ่มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเดือยไม่ช่วยกระจายความเค้นในเนื้อฟัน (Holmes, Diaz-Arnold และ Leary, 1996) และจำเป็นต้องสูญเสียปริมาณเนื้อฟันเพิ่มมากขึ้น ทำให้ฟันมีความต้านทานต่อการแตกหักลดลง (Trabert และคณะ, 1978; Farah และ Powers, 1993; Assif และ Gorfil, 1994; van Noort, 2002; Fernandes และคณะ, 2003) สำหรับการเพิ่มความยาวของเดือยในคลองรากฟัน ก่อให้เกิดการกระจายความเค้นเมื่อได้รับแรง (Standlee และคณะ, 1972; Cooney และคณะ, 1986; Holmes และคณะ, 1996; Isidor, Brondum และ Ravnholt, 1999) และเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหัก (Trabert และคณะ, 1978; Isidor และคณะ, 1999) ทั้งนี้ความยาวของเดือยถูกจำกัดด้วย ความโค้ง ความยาว และความหนาของรากฟัน จึงมีการแนะนำว่าเดือยควรรูปร่างเหมือนรูปร่างรากฟัน (Stem และ Hirshfeld, 1973; DeSort, 1983) คือมีลักษณะเป็นทรงสอบน้อยๆ (DeSort, 1983; Morgano, 1996) มีแกนฟันอยู่บนบ่ารองรับ (positive seat) เพื่อป้องกันการเกิดลิ้มตอก (Stem และ Hirshfeld, 1973; DeSort, 1983; Kahn, 1991) และควรมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเดือยเล็กที่สุดที่มีความแข็งแรงเพียงพอ (Robbins, 1990; Lloyd และ Palik, 1993; Morgano, 1996; McLean, 1998; van Noort, 2002) ไม่ควรมีขนาดใหญ่กว่า 1 ใน 3 ของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของรากฟัน (Lloyd และ Palik, 1993) และมีความหนาของผนังคลองรากฟันเหลือไม่น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร (Trabert และ Cooney, 1984; Lloyd และ Palik, 1993) โดยมีความยาวเท่ากับความยาวของตัวฟันในทางคลินิก (clinical crown) และมากกว่าหรือเท่ากับครึ่งหนึ่งหรือ 2 ใน 3 ของความยาวของรากฟันในกระดูก (Stem และ Hirshfeld, 1973; DeSort, 1983; Trabert และ Cooney, 1984; Hunter และคณะ, 1989; Kahn, 1991; Farah และ Powers, 1993) และควรมีกัตตาเปอร์ซาส่วนปลายรากฟันเหลือประมาณ 3-5 มิลลิเมตร เพื่อป้องกันการรั่วซึมบริเวณปลายรากฟัน (DeSort, 1983; Kahn, 1991; Farah และ Powers, 1993; Goodacre และ Spolnik, 1995; Morgano, 1996; McLean, 1998)

-วัสดุที่ใช้ทำเดือย

วัสดุที่ใช้ทำเดือยอาจเป็นโลหะหรือไม่ใช่โลหะก็ได้ โดยโลหะผสม เช่น ทอง ทองคำขาว ทองเหลือง เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) โครเมียม หรือไททาเนียม เป็นต้น เป็นวัสดุที่นิยมนำมาทำเดือย (Smith และคณะ, 1998; Ferrari และคณะ, 2000; Fernandes และ Dessai, 2001; van Noort, 2002; Ferrari และ Scotti, 2002) ทั้งเดือยหล่อและเดือยสำเร็จรูป เนื่องจากเป็นวัสดุที่ให้ความแข็งแรงสูง (Chan และ Millstein, 1993; Kostka และ Roulet, 2003) แต่ผู้ป่วยบางรายอาจมีอาการแพ้โลหะบางชนิดได้เช่นกัน (Pitel และ Hicks, 2003)

โลหะมีการกัดกร่อน (Ferrari, Vichi และ Garcia-Godoy, 2000) และมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่าเนื้อฟันมาก (โลหะเหล็กกล้าไร้สนิมมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่าเนื้อฟัน 20 เท่าโดยประมาณ โลหะไททาเนียมมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่าเนื้อฟัน 10 เท่าโดยประมาณ) (Duret และคณะ, 1996; Maccari, Conceicao และ Nunes, 2003; Kurtz และคณะ, 2003) ซึ่งอาจเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้เกิดความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน

การกัดกร่อนของโลหะเกิดขึ้นเมื่อมีการใช้โลหะต่างชนิดกัน (Robbins, 1990) เกิดผลผลิตของการกัดกร่อน (corrosion products) สะสมในเนื้อฟันภายในคลองรากฟัน (Angmar-Masson และคณะ, 1969) ทำให้มีการเปลี่ยนสีของรากฟันและเหงือก (Kurtz และคณะ, 2003; Pitel และ Hicks, 2003) และอาจทำให้เดือยหัก (Kostka และ Roulet, 2003) หรือเกิดการแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันได้ (Fernandes และ Dessai, 2001; Kostka และ Roulet, 2003; Qualtrough และ Mannocci, 2003)

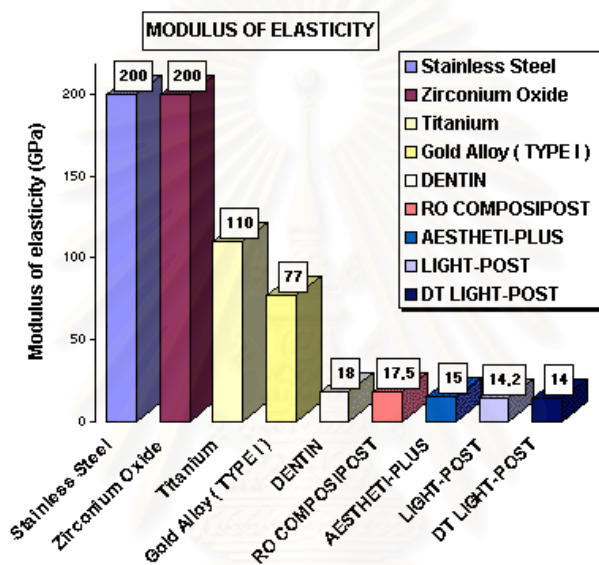
เนื่องด้วยปัญหาจากการกัดกร่อนของโลหะ ปัจจุบันจึงมีการพัฒนาเดือยที่ทำมาจากวัสดุที่ไม่ใช่โลหะ เช่น เดือยเซรามิก เดือยโพลีเมอร์ และเดือยเส้นใยต่างๆ (Fernandes และ Dessai, 2001) ร่วมกับความนิยมของครอบฟันเซรามิกเพิ่มมากขึ้น ความสวยงามที่ควรได้รับจากครอบฟันเซรามิกถูกบั่นทอนลงเมื่อใช้เดือยที่ทำมาจากโลหะ (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999; Cormier, Burns และ Moon, 2001; Monticelli และคณะ, 2003; Oblak และคณะ, 2004) เนื่องด้วยผลของการสะท้อนของแสง (Morgano และ Brackett, 1999; Pitel และ Hicks, 2003) เพื่อให้เกิดความกลมกลืนในการสะท้อนแสงของเดือยและครอบฟันเซรามิก (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999) จึงมีการนำเซอร์โคเนียมออกไซด์ (zirconium oxide) (Ivoclar Vivadent, 2001)

ซึ่งเป็นเทอร์อะโกนอลเซอร์โคเนียมโพลีคริสตัล (tetragonal zirconium polycrystals) ชนิดละเอียด (Rovatti, Manson และ Dallari, 1998) ผลิตเป็นเต็ดยเซรามิก (Qualtrough และ Mannocci, 2003) ซึ่งมีค่ากำลังดัดขวาง (flexural strength) และพลังงานการแตกหักสูง ที่บ่งชี้ ด้านทานต่อการบิดเคี้ยวได้ดี และมีคุณสมบัติเชิงกลบางอย่างคล้ายโลหะเหล็กกล้า (steel) คือ มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูง (ประมาณ 200 กิกะปาสคาล) (Asmussen และคณะ, 1999; Fernandes และคณะ, 2003; Maccari และคณะ, 2003; Rovatti และคณะ, 1998) ด้วยคุณสมบัติของเต็ดยเซรามิกเหล่านี้ทำให้มีการถ่ายทอดแรงไปยังบริเวณรอยต่อของเต็ดยกับเนื้อฟันหรือภายในคลองรากฟันโดยไม่มี การดูดซับความเค้น (Asmussen และคณะ, 1999; Purton และคณะ, 2000) แต่การยึดอยู่ของเต็ดยเซรามิกกับเนื้อฟันค่อนข้างยาก (Maya, Millstein และ Freeman, 1998; Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999; Kurtz และคณะ, 2003; Oblak และคณะ, 2004) จึงก่อให้เกิดการแยกตัวของซีเมนต์ เต็ดยหลวมหลุด และรากฟันแตกหักได้ (Musikant และคณะ, 2001; Fernandes และคณะ, 2003) ถึงแม้ว่า มีการเตรียมพื้นผิวเต็ดยเซรามิกด้วยการเป่าทรายหรือการใช้กรดไฮดรอฟลูออริก (hydrofluoric acid) และสารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent) ร่วมกับการใช้เรซินซีเมนต์ช่วยเพิ่มการยึดอยู่ของเต็ดยเซรามิกแล้วก็ตาม (O'Keefe, Miller และ Powers, 2000; Hooshmand, van Noort และ Keshvad, 2002; Stewart, Jain และ Hodges, 2002; Blatz, Sadan และ Kern, 2003)

วัสดุที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นมาก ได้แก่ โลหะ และเซรามิก เป็นต้น ไม่ยืดหยุ่น หรือมีการบิดงอเมื่อได้รับแรง (McDonold, King และ Setchell, 1990; Mannocci และคณะ, 1999; Fernandes และ Dessai, 2001; Heydecke และคณะ, 2002) ทำให้เกิดความเค้นและถ่ายทอดความเค้นนั้นไปยังเนื้อฟันหรือบริเวณผิวสัมผัสระหว่างฟันกับซีเมนต์หรือระหว่างซีเมนต์กับเต็ดยซึ่งเป็นส่วนที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นน้อยกว่า (Torbjerner และคณะ, 1996; Cormier และคณะ, 2001; Heydecke และคณะ, 2002; Pitel และ Hicks, 2003) โดยไม่มี การดูดซับความเค้น (Dietschi และคณะ, 1997; Asmussen และคณะ, 1999) เกิดเป็นความเค้นเฉพาะที่ภายในคลองรากฟัน (Fernandes และ Dessai, 2001) ทำให้เกิดการเสื่อมสภาพของการยึดติด (debonding) การหลวมหลุดของเต็ดย หรือการแตกหักของฟัน เป็นต้น (Sidoli, King และ Setchell, 1997; Isidor และคณะ, 1999; Rosentritt และคณะ, 2000; Fernandes และ Dessai, 2001)

การพัฒนาของเต็ดยระบบใหม่ จึงมุ่งเน้นถึงคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุที่ใช้ทำเต็ดยให้มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน (แผนภูมิที่ 1) (Mannocci และคณะ, 2001;

Akkayan และ Gulmez, 2002; Duke, 2002) เพื่อลดการเกิดความเค้นภายในคลองรากฟัน (Dean และคณะ, 1998; Purton และ Payne, 1996; Stockton, 1999) โดยเฉพาะบริเวณผิวสัมผัสของวัสดุต่างชนิดกัน (Dietschi และคณะ, 1997) และลดโอกาสเกิดการแตกหักของรากฟัน (Torbjorner และคณะ, 1996; Sirimai และคณะ, 1999; Akkayan และ Gulmez, 2002; Duke, 2002) ได้แก่ เดือยโพลีเมอร์ และเดือยเส้นใยต่างๆ



แผนภูมิที่ 1 แสดงค่ามอดุลัสของสภาพความยืดหยุ่นของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ทำเดือยเปรียบเทียบกับของเนื้อฟัน

ที่มาของแผนภูมิ : <http://www.rtd.fr/Sources/03mechanical/elastic.htm>

เดือยโพลีเมอร์เป็นเส้นใยโพลีเอทิลีน (cold-glass plasma-treated polyethylene woven-fiber: Ribbon Inc, Seattle, Washington) ร่วมกับเรซินคอมโพสิต เพื่อให้เกิดความมั่นคง (stability) ของฟันที่รักษาคลองรากฟัน (Morgano และ Brackett, 1999) ช่วยลดการแตกหักของฟันโดยเฉพาะการแตกหักในแนวตั้ง ถึงแม้ว่า ความแข็งแรงของเดือยโพลีเมอร์ไม่มากเท่าเดือยหล่อ (Sirimai และคณะ, 1999) ต่อมา มีการนำเส้นใยหลายชนิด เช่น เส้นใยคาร์บอน เส้นใยคอปพท์ หรือเส้นใยแก้ว เป็นต้น ฝังในเรซินผลิตเป็นเดือยสำเร็จรูป เดือยเส้นใยเหล่านี้มีลักษณะเป็น anisotropic คือ ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นแตกต่างกันเมื่อได้รับแรงในทิศทางที่แตกต่างกัน (Mannocci และคณะ, 2001)

ในราวปี 1990 ประเทศแถบยุโรปเริ่มใช้เดือยเส้นใยคาร์บอนในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน (Glazer, 2000; Stewardson, 2003; Pitel และ Hicks, 2003) ซึ่งเป็นการนำเอาเส้นใยคาร์บอนที่เรียงตัวทางเดียวตามแนวยาวฝังอยู่ในอีพอกซีเรซิน (epoxy resin) มีคุณสมบัติโปร่งรังสี (Duret และคณะ, 1996) หรือทึบรังสี (Mannocci และคณะ, 2001; Pitel และ Hicks, 2003) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) (Torbjorner และคณะ, 1996) กำจัดเดือยออกจากคลองรากฟันได้ง่าย (King และ Setchell, 1990; Sakkal, 1998; DeRijk, 2000) มีค่ากำลังอัดเท่ากับ 440 เมกะปาสคาล กำลังเฉือนเท่ากับ 170 เมกะปาสคาล กำลังดึงเท่ากับ 1,600 เมกะปาสคาล กำลังดัดขวางเท่ากับ 1,400-1,600 เมกะปาสคาล (RTD., (n.d.); RTD., 1994; Dallari และ Rovatti, 1996; Duret และคณะ, 1996) โดยเดือยเส้นใยคาร์บอนสามารถรับแรงในแนวเฉียงได้ดีกว่าเดือยเหล็กกล้าไร้สนิม (Purton และ Payne, 1996) ไม่เกิดการกัดกร่อนเหมือนเดือยโลหะ (RTD., 1994; Pitel และ Hicks, 2003) และสามารถเชื่อมติดทางเคมีกับเรซิน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเรซินจำพวกบีเอสอีเอ็มเอ (Duret และคณะ, 1996; Asmussen และคณะ, 1999; Ferrari, Vichi และ Garcia-Godoy, 2000) ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญในเรซินคอมโพสิตและเรซินซีเมนต์ (Kidd และคณะ, 2003) เนื่องจากเป็นสารจำพวกเดียวกัน พื้นผิวของเดือยมีความขรุขระ 5-15 ไมครอนเพิ่มการยึดติดทางกลระดับจุลภาค (RTD., (n.d.); RTD., 1994) นอกจากนี้บริษัทผู้ผลิต (RTD.) ได้กล่าวอ้างว่า เดือยชนิดนี้มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน คือ เมื่อมีแรงกระทำที่มุม 20-45 องศา เดือยเส้นใยคาร์บอนมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นเท่ากับ 18-30 กิกะปาสคาล (Trushkowsky, 1996; Dietschi และคณะ, 1997; Musikant และคณะ, 2001; Kurtz และคณะ, 2003) ซึ่งเนื้อฟันมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นประมาณ 18 กิกะปาสคาล (Nakabayashi และ Pashley, 1998; Otti และคณะ, 2002; Maccari และคณะ, 2003) เมื่อเชื่อมติดเดือยกับเรซินซีเมนต์และเรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันเสมือนเป็นการรวมโครงสร้างที่เหลืออยู่ของฟัน (Dallari และ Rovatti, 1996; Asmussen และคณะ, 1999) เป็นการลดความเค้นที่เกิดขึ้น (Dean และคณะ, 1998; Asmussen และคณะ, 1999) โดยเฉพาะบริเวณผิวสัมผัสของวัสดุต่างชนิดกัน ช่วยป้องกันการสะสมความเค้นเฉพาะจุดในบางตำแหน่งของฟัน (Dietschi และคณะ, 1997) ลดการแยกตัวของเดือย (Dallari และ Rovatti, 1996) ลดการแตกหักของฟัน (Asmussen และคณะ, 1999) และเมื่อรับแรง เส้นใยที่อยู่ภายในเดือยจะเป็นตัวช่วยรองรับความเค้นที่เกิดขึ้นกับฟัน ทำให้เกิดการกระจายแรงในเนื้อฟันดีขึ้น (Newman และคณะ, 2003)

มีการศึกษารายงานถึงการบูรณะด้วยเดือยเส้นใยคาร์บอนทั้งในห้องปฏิบัติการและในคลินิก มักเกิดการแตกหักที่รอยต่อระหว่างเดือยกับแกนฟันหรือแตกหักที่แกนฟันเรซิน คอมโพสิต

(Purton และ Love, 1996; King และ Setchell, 1990; Martinez-Insua และคณะ, 1998) โดยไม่ค่อยพบการแตกหักของรากฟัน (Torbjorner และคณะ, 1996; Fredriksson และคณะ, 1998; Dean และคณะ, 1998; Martinez-Insua และคณะ, 1998) และไม่ค่อยพบการหักหรือบิ่นหรือของของเดือยเส้นใยคาร์บอนดังที่อาจพบในเดือยโลหะ เช่น เดือยโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม (McDonald และคณะ, 1990; King และ Setchell, 1990; Dallari และ Rovatti, 1996; Fredriksson และคณะ, 1998) และเมื่อได้รับแรง เดือยเส้นใยจะถ่ายทอดแรงไปยังบริเวณรอยต่อระหว่างเดือย เรซิน และเนื้อฟัน ทำให้ฟันที่รักษาลงรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยมีการแตกหักที่รอยต่อระหว่างเดือยกับแกนฟัน (Mannocci และคณะ, 2001)

McDonald และคณะ (1990) ได้ทำการศึกษาความต้านทานต่อการแตกหักของฟัน 3 กลุ่ม คือ ฟันที่รักษาลงรากฟันที่ไม่ใส่เดือย บูรณะด้วยการใส่เดือยโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม และบูรณะด้วยการใส่เดือยเส้นใยคาร์บอนด้วยแรงอัดกระแทก พบว่าความต้านทานต่อการแตกหักของฟันทั้ง 3 กลุ่มไม่มีความแตกต่างกัน

Isidor, Odman และ Brondum (1996) ทดสอบฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยคาร์บอนและแกนฟันเรซินคอมโพสิตร่วมกับการครอบฟันโลหะด้วยการให้แรงซ้ำๆ (intermittent load) ในห้องปฏิบัติการ พบว่า ฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยคาร์บอนมีอัตราการเกิดความล้มเหลวในการบูรณะน้อยกว่าฟันที่บูรณะด้วยเดือยสำเร็จรูปโลหะไททาเนียมหรือเดือยหล่ออย่างมีนัยสำคัญ มีการแตกหักของรากฟันน้อยกว่าเดือยชนิดอื่นๆ และการแตกหักที่เกิดขึ้นในฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยคาร์บอนมีแนวโน้มที่ก่อให้เกิดความเสียหายต่อฟันน้อยกว่า จึงสามารถทำการบูรณะใหม่ได้

และ Glazer และคณะ (2000) รายงานถึงอัตราความสำเร็จทางคลินิกของการบูรณะด้วยเดือยเส้นใยคาร์บอนในระยะเวลา 3 ปีสูงถึง 90 เปอร์เซ็นต์ โดยความล้มเหลวมักเกิดขึ้นในฟันกรามน้อยล่างมากกว่าฟันหน้า และมีการเสื่อมสภาพของสารยึดติดระหว่างแกนฟันและเนื้อฟันบ้างในฟันเขี้ยวบน อาจเนื่องจากเดือยมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน

เดือยเส้นใยแก้วหรือเดือยเส้นใยควอทซ์ เป็นอีกหนึ่งของการพัฒนาคุณสมบัติของเดือยเส้นใยเพื่อก่อให้เกิดความสวยงาม เนื่องจากเดือยเส้นใยคาร์บอนที่มีสีดำ (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999; Mannocci และคณะ, 2001; Pitel และ Hicks, 2003) จึงมีผลต่อการสะท้อนแสงเมื่อบูรณะด้วยครอบฟันเซรามิก (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999) เริ่มจากการนำเส้นใยควอทซ์ล้อมรอบเส้นใยคาร์บอน (Æstheti-Post, RTD.) (Mannocci และคณะ, 2001; Pitel และ

Hicks, 2003) หรือการใช้เส้นใยแก้ว (เช่น ParaPost Fiber White, Coltene Whaledent, USA.; FRC Postec, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) เส้นใยควอทซ์ (เช่น AEsthetiPlus Post, RTD.; Light Post, RTD.; DT Light Post, RTD.) แทนเส้นใยคาร์บอนทั้งหมด โดยทั่วไปเดือยเส้นใยเหล่านี้ยังคงคุณสมบัติคล้ายเดือยเส้นใยคาร์บอน (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1999) กล่าวคือ มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน (Mannocci, Ferrari และ Watson, 1998; Asmussen และคณะ, 1999; Pitel และ Hicks, 2003) ไม่เกิดการกัดกร่อน (Pitel และ Hicks, 2003) สามารถกำจัดเดือยเส้นใยออกจากคลองรากฟันได้ง่าย (Monticelli และคณะ, 2003) มีกำลังดึง กำลังดัดขวางและความต้านทานต่อการล้าสูง โดยเดือยเส้นใยนี้อาจมีลักษณะที่บดบังหรือโปร่งแสงก็ได้ ซึ่งลักษณะโปร่งแสงของเดือยเสมือนเป็นเส้นใยนำแสงช่วยนำแสงไปตามความยาวของเดือยเส้นใย ทำให้ปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงหรือชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีในคลองรากฟันเพิ่มมากขึ้น (Asmussen และคณะ, 1999; Pitel และ Hicks, 2003) การแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยมักเกิดบริเวณส่วนต้นของรากฟัน (Monticelli และคณะ, 2003) จึงสามารถทำการบูรณะใหม่ได้ (Isidor และคณะ, 1996; Cormier และคณะ, 2001; Akkayan และ Gulmez, 2002; Monticelli และคณะ, 2003)

เดือยเส้นใยเหล่านี้จัดได้ว่าเป็นการประกอบขึ้นด้วยวัสดุหลายชนิด (composite materials) (Mannocci และคณะ, 2001; Mannocci และคณะ, 2003) ความล้มเหลวที่เกิดขึ้นอาจเป็นการกะเทาะแตกออกของส่วนเมทริกซ์ การเสื่อมสภาพของสารยึดติดบริเวณรอยต่อก่อให้เกิดการแยกตัวของส่วนเมทริกซ์กับเส้นใย (delamination) (Torbjerner และคณะ, 1996; Mannocci และคณะ, 2001) หรือเส้นใยงอหรือฉีกขาด (Mannocci และคณะ, 2001) โดยจำนวนเส้นใยเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความแข็งแรงของเดือย (Newman และคณะ, 2003) และอาจเนื่องด้วยขบวนการผลิตเดือยเส้นใยอาศัยความร้อนทำให้ปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ของเรซินในส่วนเมทริกซ์ของเดือยค่อนข้างสมบูรณ์ จึงเหลือเรซินที่มีอนุโมลอิสระในการเกิดพันธะเคมีจำนวนน้อย จึงอาจมีผลให้การยึดติดระหว่างเรซินในส่วนเมทริกซ์ของเดือยกับเรซินซีเมนต์ไม่ดีนัก (Purton และ Love, 1996) นอกจากนี้ยังพบว่า เรซินส่วนที่ใกล้กับเดือยมีปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ก่อนเรซินส่วนที่ไกลจากเดือยออกไป (Mannocci และคณะ, 2003) จึงมักพบการล้มเหลวในการยึดติดที่รอยต่อของเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์ (Purton และ Love, 1996; Mannocci และคณะ, 2003; Moncelli และคณะ, 2003) อย่างไรก็ตาม การเสื่อมสภาพของการยึดติดระหว่างซีเมนต์และเนื้อฟันในเดือยเส้นใยคาร์บอนน้อยกว่าในเดือยเซรามิก (Dietschi และคณะ, 1997; Qualtrough และ Mannocci, 2003) และคุณสมบัติของเดือยเส้นใยที่มีค่ากำลังดัดขวางที่สูงและความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันจะถูกทำลายลงเมื่อมี

การแทรกซึมของน้ำเข้าไปในส่วนเมทริกซ์ของเดือยเส้นใยคาร์บอน (Torbjomer และคณะ, 1996; Mannocci และคณะ, 2001)

-วัสดุที่ใช้ทำแกนฟัน

การก่อแกนฟันเพื่อทดแทนเนื้อฟันที่สูญเสียไปอาจเนื่องมาจากการผุหรือหักของฟัน การอุดฟันที่มีอยู่เดิม หรือจากขบวนการการรักษาคอนครากฟัน (Assif และ Gorfil, 1994; Heydecke และคณะ, 2002; Pitel และ Hicks, 2003) ดังนั้นวัสดุที่ใช้ทำแกนฟันควรมีคุณสมบัติดังนี้ คือ ใช้งานง่าย มีคุณสมบัติเชิงกลใกล้เคียงกับฟัน มีความแข็งแรงเพียงพอที่ต้านทานต่อแรงบดเคี้ยว เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ต้านทานต่อการแทรกซึมของเชื้อแบคทีเรีย ไม่ละลายตัวในช่องปาก มีความเสถียรทางมิติในสภาพช่องปาก สามารถยึดติดกับฟัน เดือย หรือหมุด (pin) (McLean, 1998; Smith และคณะ, 1998; Medina และคณะ, 2001; Cohen และ Burns, 2002) โดยวัสดุที่ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อน (coefficient of thermal expansion) ของวัสดุใกล้เคียงกับของฟันสามารถลดการร้าวร้าวได้ (Bullard, Leinfelder และ Russell, 1998) และวัสดุที่ใช้ทำแกนฟันที่มีความแข็งแรงสูงช่วยลดการสะสมความเค้นได้ (Yaman และ Thorsteinsson, 1992; Pierrisnard และคณะ, 2002)

อะมัลกัมเป็นวัสดุที่นิยมในการก่อแกนฟันชนิดหนึ่งมานาน เนื่องจากเป็นวัสดุใช้งานได้ง่าย ให้ความแข็งแรง (Farah และ Powers, 1993; McLean, 1998; Smith และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999) มีกำลังอัดและค่าพลังงานแตกหักสูง (Stockton, 1999; Medina และคณะ, 2001; Cohen และ Burns, 2002) ทึบรังสี และค่อนข้างเสถียรทางมิติในสภาวะที่มีความชื้น (Farah และ Powers, 1993) มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของอะมัลกัมสูงกว่าของเนื้อฟัน ประมาณ 2 เท่า (22×10^{-6} และ 10.6×10^{-6} ตามลำดับ) (McLean, 1998) ต้านทานต่อการร้าวร้าวเนื่องจากผลผลิตจากการกัดกร่อนสามารถช่วยปิดการร้าวร้าวตามขอบ (self-sealing) (Hoag และ Dwyer, 1982; McLean, 1998; Smith และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999; Anusavice, 2003) มีราคาถูก แต่ไม่เชื่อมติดกับเนื้อฟัน (Kidd และคณะ, 2003) มักใช้ในกรณีที่มีการสูญเสียโครงสร้างของฟันไม่มากนัก การใช้อะมัลกัมบอนด์เพื่อลดการร้าวร้าวและเพิ่มความแข็งแรงยังเป็นที่ยกเถียง (Christensen, 1994; Santos และ Meiers, 1994; Bonilla และ White, 1996; Meiers และ Turner, 1998; Rasheed, 2005) แต่อย่างไรก็ดี อะมัลกัมมีระยะเวลาการก่อตัวนาน ไม่สามารถ

กรอบแต่งรูปร่างทันที ทำให้เหงือกเปลี่ยนสีและมีผลต่อความสวยงามเมื่อใช้ร่วมกับครอบฟันเซรามิก (Farah และ Powers, 1993; Yaman และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999)

แม้ว่ากลาสไอโอโนเมอร์สามารถยึดติดกับพื้นด้วยพันธะทางเคมี ปลดปล่อยฟลูออไรด์ ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนต่ำ (McLean, 1998; Smith และคณะ, 1998; Cohen และ Burns, 2002; van Noort, 2002) มีการรั่วซึมต่ำ (Bullard และคณะ, 1998) แต่กลาสไอโอโนเมอร์ยังคงมีคุณสมบัติเชิงกลค่อนข้างต่ำและเปราะ (McLean, 1998; Smith และคณะ, 1998; Cohen และ Burns, 2002; Mollersten, Lockowandt และ Linden, 2002; van Noort, 2002) ความต้านทานต่อการฉีกต่ำกว่าอะมัลกัมและเรซินคอมโพสิต (Gateau, Sabek และ Dailey, 2001) ความชื้นมีผลต่อปฏิกิริยาก่อตัวและการแข็งตัวของวัสดุ (Cohen และ Burns, 2002) จึงไม่เหมาะต่อการใช้ก่อกันฟัน (Kovarik, Breeding และ Coughman, 1992; McLean, 1998; Mollersten และคณะ, 2002, Kostka และ Roulet, 2003) แนะนำให้ใช้ในกรณีที่ต้องการปิดส่วนคอเดือเล็กๆ (McLean, 1998; Cohen และ Burns, 2002) ต่อมามีการพัฒนาด้วยการเติมผงโลหะผสมเงินเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติเชิงกลของกลาสไอโอโนเมอร์ หรือนำคุณสมบัติที่ดีและปรับปรุงคุณสมบัติด้อยของกลาสไอโอโนเมอร์และเรซินคอมโพสิต เกิดเป็นเรซินไอโอโนเมอร์และคอมโพเมอร์ (Cohen และ Burns, 2002; van Noort, 2002) ทำให้วัสดุใช้งานง่าย (Smith และคณะ, 1998) มีพลังงานการแตกหัก กำลังอัดและกำลังดึงสูงกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ และค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนน้อยกว่าเรซินคอมโพสิต (Cohen และ Burns, 2002; van Noort, 2002) แต่อย่างไรก็ดี วัสดุทั้งคู่ยังคงมีคุณสมบัติเชิงกลค่อนข้างต่ำ จึงไม่แนะนำให้ใช้ในบริเวณที่รับแรงเช่นกัน (Farah และ Powers, 1993; Smith และคณะ, 1998; van Noort, 1998)

เรซินคอมโพสิตที่ใช้ทำแกนฟันมีทั้งชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี (self cured or auto-polymerized resin composite) ชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light cured resin composite or photo-activated resin composite) และชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (dual cured resin composite) เรซินคอมโพสิตเป็นวัสดุที่ใช้งานง่าย (Reagan และคณะ, 1999; Cohen และ Burns, 2002) ปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์เกิดขึ้นได้อย่างรวดเร็ว (Smith และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999; Hagge และ Lindemuth, 2001; Cohen และ Burns, 2002) สามารถกรอบแต่งรูปร่างได้ทันที (Hoag และ Dwyer, 1982; Farah และ Powers, 1993; Reagan และคณะ, 1999) ช่วยลดเวลาในการทำงานข้างเก้าอี้ (Hagge และ Lindemuth, 2001) ให้ความแข็งแรงเพียงพอในทางคลินิก (Farah และ Powers, 1993; Smith และคณะ, 1998; Cohen และ Burns, 2002) มีกำลังอัด

และกำลังดึงใกล้เคียงกับอะมัลกัม มีค่าพลังงานแตกหักสูง (Medina และคณะ, 2001) สามารถยึดติดกับฟัน (Smith และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999) แต่เรซินคอมโพสิตตกง่ายต่อการร่วซึม ความเสถียรทางมิติค่อนข้างต่ำ (Smith และคณะ, 1998) ซึ่งความต้านทานต่อการร่วซึมขึ้นอยู่กับความสามารถของสารยึดติดเนื้อฟัน (McLean, 1998; Cohen และ Burns, 2002) ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนค่อนข้างสูง (McLean, 1998; Hagge และ Lindemuth, 2001) มีการหดตัวขณะเกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์ (Hagge และ Lindemuth, 2001) เกิดรูพรุนและครูดความชื้น ทำให้คุณสมบัติเชิงกลของเรซินคอมโพสิตลดลง (Farah และ Powers, 1993; McLean, 1998; Yaman และคณะ, 1998; Hagge และ Lindemuth, 2001) และแม้ว่าความต้านทานต่อการล้าของเรซินคอมโพสิตต่ำกว่าอะมัลกัม (Kovarik และคณะ, 1992; Smith และคณะ, 1998; Gateau และคณะ, 2001) แต่เรซินคอมโพสิตมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำจึงอาจช่วยในดูดซับแรงในการบดเคี้ยวได้ (Reagan และคณะ, 1999) นอกจากนี้ ทันตแพทย์ควรคำนึงถึงความเข้ากันได้ของระบบสารยึดเนื้อฟันใช้ร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี (Hagge และ Lindemuth, 2001)

-ชนิดของซีเมนต์

ซีเมนต์ที่ใช้ในการยึดทำหน้าที่เสมือนเป็นตัวดูดซับความเค้น (Dietschi และคณะ, 1997) ควรมีคุณสมบัติดังนี้คือ ใช้งานง่าย ความหนาของซีเมนต์น้อย (low film thickness) ด้านทานต่อน้ำและกรดได้ดี การละลายตัวและการร่วซึมต่ำ ยึดติดกับฟันและวัสดุบูรณะ (Smith และคณะ, 1998; van Noort, 2002) ความหนืดต่ำ ระยะเวลาในการทำงานนานแต่เกิดการแข็งตัวอย่างรวดเร็ว (rapid set) มีกำลังดึงและพลังงานการแตกหักสูง เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ทึบรังสี สวยงาม (van Noort, 2002) และช่วยยับยั้งการผุ (Rosenstiel, Land และ Crispin, 1998) (van Noort, 2002)

ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ ประกอบด้วย ส่วนผงซิงค์ออกไซด์ (zinc oxide power) และส่วนเหลวกรดฟอสฟอริก (phosphoric acid liquid) เป็นซีเมนต์ที่ใช้ได้ดีมายาวนาน และนิยมใช้โดยทั่วไป (Rosenstiel และคณะ, 1998; Rosenstiel, Land และ Fujimoto, 2001; van Noort, 2002) ราคาถูก ใช้งานง่าย มีกำลังอัดค่อนข้างสูง (Smith และคณะ, 1998; van Noort, 2002) คือ ประมาณ 40-140 เมกะปาสคาลและขึ้นกับอัตราส่วนผสมส่วนผงต่อส่วนเหลว มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับฟัน (van Noort, 2002) ความหนาของซีเมนต์น้อย (Craig, Powers และ Watana, 2000; van Noort, 2002) กำจัดส่วนเกินได้ง่าย (Rosenstiel และคณะ, 2001) แต่มีกำลังดึงต่ำ (ประมาณ

5-7 เมกะปาสคาล) (Walker และคณะ, 2000, van Noort, 2002) ไม่มีการยึดติดกับฟัน (Fredricksson และคณะ, 1998; Rosenstiel และคณะ, 1998; Smith และคณะ, 1998; Morgano และ Brackett, 1999) ค่อนข้างเปราะ มีความเป็นกรดสูงหลังผสมใหม่ๆ จึงง่ายต่อการระคายเคืองต่อประสาทฟัน (van Noort, 2002) ละลายตัวในของเหลวภายในช่องปาก (Rosenstiel และคณะ, 1998; Smith และคณะ, 1998; Morgano และ Brackett, 1999; Walker และคณะ, 2000) โดยเฉพาะช่วง 24 ชั่วโมงแรกหลังก่อตัว และไม่คุณสมบัติป้องกันการผุ (van Noort, 2002)

โพลีคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ ประกอบด้วย ส่วนผงซิงค์ออกไซด์กับแมกนีเซียมออกไซด์และส่วนเหลวกรดโพลีอะคริลิก (polyacrylic acid) สามารถเกิดพันธะทางเคมีกับฟันและโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม (Smith และคณะ, 1998; Craig และคณะ, 2000; Rosenstiel และคณะ, 2001; van Noort 2002) กำลังยึดค่อนข้างต่ำ (Smith และคณะ, 1998; van Noort, 2002) และขึ้นกับอัตราส่วนผงกับส่วนเหลว กำลังดึงสูงกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (van Noort 2002) แต่มีการละลายตัวสูง ความหนืดสูง (Smith และคณะ, 1998; Craig และคณะ, 2000) กำจัดส่วนเกินค่อนข้างยาก (Rosenstiel และคณะ, 2001) ระยะเวลาในการทำงานน้อยและแข็งตัวช้า (Smith และคณะ, 1998; Rosenstiel และคณะ, 2001; van Noort, 2002) มีความเป็นกรดสูงกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์แต่ระคายเคืองต่อประสาทฟันน้อยกว่าเนื่องจากโมเลกุลของกรดค่อนข้างใหญ่ไม่สามารถแทรกซึมสู่ท่อเนื้อฟันได้ (Craig และ Powers, 2002; Rosenstiel และคณะ, 2001; van Noort, 2002)

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ประกอบด้วย ส่วนผงแก้วลูมิเนียมฟลูออโรซิลิเกต (aluminum fluorosilicate glass particles) และส่วนเหลวกรดโพลีอัลคีนอิก (polyalkenoic acid) สามารถเกิดพันธะทางเคมีกับฟันและโลหะ (Smith และคณะ, 1998; Rosenstiel และคณะ, 2001; van Noort, 2002) ความหนาของซีเมนต์น้อย (20-25 ไมครอน) เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Rosenstiel และคณะ, 2001) ปลดปล่อยฟลูออไรด์ป้องกันการผุ (Rosenstiel และคณะ, 1998; Smith และคณะ, 1998; van Noort, 2002) และโดยทั่วไปมีกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์คุณสมบัติเชิงกลสูงกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์และซิงค์โพลีคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ (Rosenstiel และคณะ, 2001) แต่อย่างไรก็ดี ความชื้นมีผลต่อการก่อตัวของซีเมนต์ การใช้งานค่อนข้างยุ่งยาก และระยะเวลาในการทำงานค่อนข้างสั้น (Rosenstiel และคณะ, 1998; Smith และคณะ, 1998) ไม่เหมาะในการยึดเดี่ยว (Morgano และ Brackett, 1999)

เรซินกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ มีการยึดกับฟัน การละลายตัว (van Noort, 2002) มีการขยายตัว (Morgano และ Brackett, 1999; van Noort, 2002) ไม่เหมาะในการยึดเดี่ยวหรือครอบฟันเซรามิกบางประเภท (Morgano และ Brackett, 1999; Behr และคณะ, 2003) เนื่องจากทำให้ครอบฟันเซรามิกแตกและรากฟันแตกหักในแนวตั้งได้ (Morgano และ Brackett, 1999; van Noort, 2002)

เรซินซีเมนต์เป็นซีเมนต์ที่มีการยึดติด (adhesive cement) สามารถเชื่อมติดกับเนื้อฟัน (Smith และคณะ, 1998; Stockton, 1999; Rosenstiel และคณะ, 2001; Gallo และคณะ, 2002) เกิดเป็นชั้นไฮบริด (hybrid layer) (Nakabayashi, 1991; Nakabayashi, Ashizawa และ Nakamura, 1992; Nakabayashi และ Pashley, 1998) โดยสารละลายที่ก่อให้เกิดการแทรกซึมและยึดติด (primer-adhesive solution) ซึมผ่านเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (dental tubules) ที่ถูกเปิด (Nakabayashi, 1991; Mannocci และคณะ, 1998; Vichi และคณะ, 2002) และเรซินซีเมนต์ยึดติดกับวัสดุบูรณะอื่นด้วยการยึดติดทางกึ่งระดับจุลภาคและทางเคมี (O'Keefe และคณะ, 2000) ซีเมนต์ชนิดนี้ต้านทานต่อการล้าได้ดีกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์และเรซินไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Junge และคณะ, 1998) การยึดเดี่ยวกับผนังคลองรากฟันด้วยเรซินซีเมนต์เกิดการยึดติดที่แข็งแรง เพิ่มการยึดอยู่ของเดือยและความต้านทานต่อการแตกหักได้ (Goldman และคณะ, 1984) กำล้างอัดและกำล้างดึงสูง (Olio และ Espevik, 1978; Stockton, 1999) การละลายตัว (Smith และคณะ, 1998; Rosenstiel และคณะ, 2001) มีการรั่วซึมน้อยกว่าซีเมนต์อื่นๆ (Bachicha และคณะ, 1998; Mannocci และคณะ, 1999; Ferrari, Vichi และ Garcia-Godoy, 2000; Reid, Kazemi และ Meiers, 2003) ระยะเวลาในการทำงานน้อย (Stockton, 1999) การยึดเดี่ยวเส้นใยคาร์บอนด้วยเรซินซีเมนต์ พบว่ามีการรั่วซึมน้อยกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Bachicha และคณะ, 1998) การรั่วซึ่มมักเกิดที่พื้นผิวสัมผัสระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ แต่ไม่เกิดการรั่วซึ่มที่พื้นผิวสัมผัสระหว่างเรซินซีเมนต์และเดือย โดยการรั่วซึ่มของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี น้อยกว่าชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี (Mannocci และคณะ, 2001) แต่อย่างไรก็ตาม เรซินซีเมนต์มีการหดตัวเนื่องจากปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์ ต้องอาศัยความชำนาญในการใช้งาน (Morgano และ Brackett, 1999) และควรคำนึงถึงซีเมนต์ที่ใช้ในการอุดคลองรากฟันหรือซีเมนต์ชั่วคราวที่มียูจินอล (Eugenol, 2-methoxy-4-allylphenol) เป็นส่วนประกอบ เนื่องจากยูจินอลเป็นสารประกอบฟีนอลิกชนิดหนึ่ง (phenolic compound) อาจขัดขวางอนุมูลอิสระในการเกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์ของเรซินซีเมนต์ (Millstein และ Nathanson, 1983; Kwiatkowski และ Geller, 1989; Standlee และ Caputo, 1992; Tjan และ Nemetz, 1992; Morgano และ Brackett, 1999;

Hagge, Wong และ Lindemuth, 2002) แต่บางรายงานไม่พบความแตกต่างในการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์ที่มีการปนเปื้อนและไม่มีการปนเปื้อนด้วยยูจินอล (Mannocci และคณะ, 2001; Kurtz และคณะ, 2003) นอกจากนี้ ฟองอากาศในชั้นซีเมนต์หรือบริเวณรอยต่อระหว่างเดียวกับซีเมนต์ทำให้มีการแทรกซึมของของเหลว (Fernandes และคณะ, 2001; Mannocci และคณะ, 2003) การยึดติดของเดือยและซีเมนต์ลดลง (Mannocci และคณะ, 1999) โดยปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดฟองอากาศ ได้แก่ ความหนืดของเรซินซีเมนต์ ลักษณะทางกายวิภาคของรากฟัน และวิธีการใช้ซีเมนต์ (Ferrari และคณะ, 2001; Vichi และคณะ, 2002)

นอกจากนี้มีการรายงานถึงการนำเดือยที่มีความแข็งยึดกับเนื้อฟันด้วยซีเมนต์ที่ไม่เกิดการยึดติด ทำให้เกิดการสะสมความเค้นที่ผิวสัมผัสระหว่างเนื้อฟัน ซีเมนต์ และเดือย ก่อให้เกิดการแยกตัวของซีเมนต์ได้ (Saupe, Gluskin และ Radke, 1996)

จากการศึกษาที่ผ่านมาทั้งหมดในข้างต้น จะเห็นได้ว่า เดือยและแกนฟันทำหน้าที่กระจายแรงภายในคลองรากฟันสู่เนื้อเยื่อที่รองรับ (Ko และคณะ, 1992; Ho และคณะ, 1994; Yaman และคณะ, 1998) และเป็นหลักยึดให้กับแกนฟัน (Trabert และ Cooney, 1984; Kahn, 1991; Stockton และคณะ, 1998; Fernandes และ Dessai, 2001; Musikant และคณะ, 2001) และทดแทนโครงสร้างของฟันที่สูญเสียไป (Assif และ Gorfil, 1994; Pitel และ Hicks, 2003) และการครอบฟันทำให้ลักษณะการกระจายแรงสู่รากฟันเปลี่ยนแปลงไป เกิดการสะสมความเค้นบริเวณขอบครอบฟันขณะมีการบดเคี้ยว (Assif และคณะ, 1989; Loney, Kotowicz และ McDowell, 1990; Assif และคณะ, 1993; Loney, Moulding และ Ritsco, 1995) โดยสภาวะที่มีแถบโลหะที่โอบล้อมเนื้อฟันที่เหนือขอบครอบฟันประมาณ 1-2 มิลลิเมตร ช่วยเพิ่มความต้านทานต่อแตกหักของรากฟัน (Rosen, 1961; Rosen และ Partida-Rivera, 1986; Sorensen และ Engelman, 1990a) และลดการแยกตัวของซีเมนต์ (Libman และ Nicholls, 1995; Morgano และ Brackett, 1999; Zhi-Yue และ Yu-Xing, 2003)

ปัจจุบันความนิยมในการใช้เดือยสำเร็จรูปร่วมกับการก่อกันเรซินคอมโพสิตเพิ่มขึ้น เนื่องจากผลสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคคลองรากฟันเป็นที่น่าพอใจและประหยัดเวลาในการทำงาน (Smith และคณะ, 1998; Reagan และคณะ, 1999; Hagge และ Lindemuth, 2001) มีการพัฒนาวัสดุที่ใช้ทำเดือยเพื่อก่อให้เกิดลักษณะเชิงกลทางชีวภาพที่ดี มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน (Mannocci และคณะ, 2001; Akkayan และ Gulmez, 2002; Duke, 2002) เกิด

การดูดซับความเค้นและกระจายแรงสู่เนื้อฟันดีขึ้น (Newman และคณะ, 2003) ลดการเกิดความเค้นภายในคลองรากฟัน (Dean และคณะ, 1998; Purton และ Payne, 1996; Dietschi และคณะ, 1997; Stockton, 1999; Akkayan และ Gulmez, 2002; Duke, 2002) ร่วมกับการพัฒนาของสารยึดติดเพื่อเกิดการเชื่อมติดระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันอย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น (Dietschi และคณะ, 1997) ก่อให้เกิดการรวมโครงสร้างของวัสดุบูรณะและเนื้อฟัน กระจายแรงไปตามรากฟันได้ดีขึ้น (Newman และคณะ, 2003) ลดโอกาสการแตกหักของรากฟัน (Torbjorner และคณะ, 1996; Sirimai และคณะ, 1999; Akkayan และ Gulmez, 2002; Duke, 2002; Newman และคณะ, 2003)

อย่างไรก็ตาม การศึกษาที่นำเสนอล่าสุดนั้นมักมุ่งเน้นถึงอิทธิพลของเส้นผ่าศูนย์กลาง ขนาดรูปร่างของเดือยต่อการยึดอยู่หรือการแตกหักของรากฟัน (Standlee และคณะ, 1972; Stem และ Hirshfeld, 1973; Standlee และคณะ, 1978; Johnson และ Sakumura, 1978; Standlee และคณะ, 1982; Sokol, 1984; Sorensen และ Engelman, 1990b; Kahn, 1991) โดยยังไม่พบการรายงานเกี่ยวกับระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนฟันเรซินคอมโพสิตซึ่งอาจพบได้บ้างในทางคลินิก เช่น การซ่อมแซมฟันหลักที่มีการหักของเดือยเส้นใยโดยการเสริมเฉพาะความสูงของแกนฟันเรซินคอมโพสิตเท่านั้น

การศึกษานี้จึงมุ่งเน้นให้ทราบถึงผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนฟันเรซินคอมโพสิตที่มีผลต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน ด้วยการทดสอบหาแรงต้านทานต่อการแตกหัก เพื่อเป็นประโยชน์และแนวทางในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยเดือยเส้นใยร่วมกับแกนฟันเรซินคอมโพสิต

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในการจัดกลุ่มทดลองในงานวิจัยนี้ มีกลุ่มทดลองที่สนใจทดสอบ 5 กลุ่ม เพื่อเป็นการทดสอบถึงผลของระดับความสูงของเดือยเส้นใยในแกนฟันเรซินคอมโพสิตต่อความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน ซึ่งมีขั้นตอนการวิจัยดังต่อไปนี้

1. การเก็บตัวอย่างซี่ฟันในการวิจัย
2. การคัดเลือกซี่ฟันที่ใช้สำหรับการวิจัย
3. การแบ่งกลุ่มทดลอง
4. การเตรียมซี่ฟันทดสอบ
5. การทดสอบซี่ฟันทดสอบ

การเก็บตัวอย่างซี่ฟันในการวิจัย

ฟันที่ใช้ในการวิจัยเป็นฟันตัดซี่กลางบน (maxillary central incisors) ของมนุษย์ ที่ได้ทำการจัดเก็บฟันตั้งแต่เดือนมกราคม 2545 ถึงเดือนพฤษภาคม 2546 โดยเก็บฟันในน้ำเกลือที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.9 (isotonic saline solution) กับไทมอล (thymol) ที่อุณหภูมิห้อง เนื่องจากน้ำเกลือไม่เปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของเนื้อฟันและไม่ตรึงเนื้อเยื่อ ส่วนไทมอลมีคุณสมบัติต้านต่อเชื้อราและเชื้อแบคทีเรีย (antifungal and antibacterial properties) (Al-Hazaimeh และ Gutteridge, 2001) ทำให้สามารถเก็บตัวอย่างซี่ฟันได้นานขึ้น ก่อนนำฟันมาคัดเลือกได้ทำความสะอาดฟันด้วยเครื่องอัลตราโซนิคส์ชุดหินน้ำลายเพื่อกำจัดเศษเนื้อเยื่อและคราบสิ่งสกปรกอื่น ๆ และจัดเก็บซี่ฟันที่ทำความสะอาดแล้วในน้ำเกลือที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.9 ในตู้เย็น

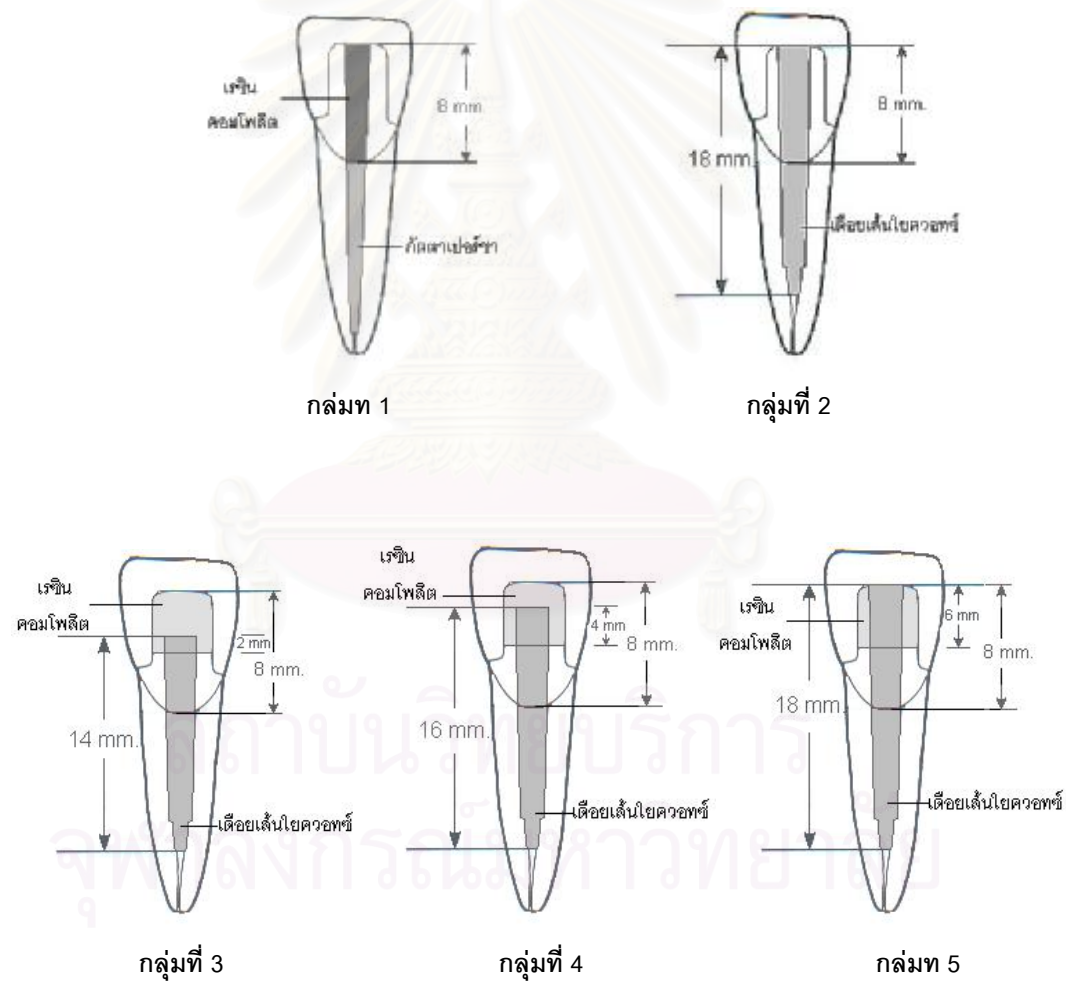
การคัดเลือกซี่ฟันที่ใช้สำหรับการวิจัย

คัดเลือกฟันตัดซี่กลางบนจากซี่ฟันที่เก็บ เลือกเฉพาะซี่ฟันที่มีความยาวรากฟัน 13 ± 2 มิลลิเมตร ความยาวดังกล่าววัดจากจุดยอดสุดของรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันกับผิวเคลือบรากฟันทางด้านริมฝีปากของฟัน (labial) และถ่ายภาพรังสีในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesiodistal) และแนวริมฝีปาก-เพดาน (labiopatalatal) เพื่อสำรวจขนาดและรูปร่างของคลองรากฟัน โดยกำหนดให้ฟันที่ใช้ในการทดลองมีคลองรากฟันตรงและฟันที่ใช้ในการทดลองไม่เคยได้รับการรักษาคลอง

รากฟันมาก่อน นอกจากนี้ยังได้ตรวจสอบฟันเหล่านี้ด้วยเครื่องเส้นใยนำแสงทั้งส่วนตัวฟันและรากฟันเพื่อให้แน่ใจว่า ฟันไม่มีรอยร้าว การแตกหัก ผุ หรือมีวัสดุบูรณะใดๆ บริเวณส่วนเหนือรอยต่อของผิวเคลือบฟันกับผิวเคลือบรากฟันอย่างน้อย 2 มิลลิเมตร เป็นจำนวน 40 ซี่

การแบ่งกลุ่มทดลอง

แบ่งซี่ฟันจำนวน 40 ซี่ เป็น 5 กลุ่ม โดยวิธีการสุ่ม โดยกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 เป็นกลุ่มควบคุม ส่วนกลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 เป็นกลุ่มทดสอบ (ภาพที่ 2) ดังนี้



ภาพที่ 2 แสดงกลุ่มทดลองต่างๆ

กลุ่มควบคุม แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ซี่ คือ

- **กลุ่มที่ 1** อุดคลองรากฟันด้วยกั๊ตตาเปอร์ซาและปิดรูเปิดคลองรากฟันด้วยเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีและครอบฟันเซรามิก
- **กลุ่มที่ 2** บำรุงคลองรากฟันด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 18 มิลลิเมตรและครอบฟันเซรามิก

กลุ่มทดสอบ แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ซี่ คือ

- **กลุ่มที่ 3** บำรุงด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 14 มิลลิเมตรและแกนฟันเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีที่มีความสูงจากเนื้อฟัน 6 มิลลิเมตรร่วมกับการครอบฟันเซรามิก
- **กลุ่มที่ 4** บำรุงด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 16 มิลลิเมตรและแกนฟันเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีที่มีความสูงจากเนื้อฟัน 6 มิลลิเมตรร่วมกับการครอบฟันเซรามิก
- **กลุ่มที่ 5** บำรุงด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 18 มิลลิเมตรและแกนฟันเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีที่มีความสูงจากเนื้อฟัน 6 มิลลิเมตรร่วมกับการครอบฟันเซรามิก

การเตรียมซี่ฟันทดสอบ

- **การรักษาคลองรากฟัน**

ทำการรักษาคลองรากฟันด้วยวิธีคราวน์ดาวน์ (crown-down technique) ทำโดยเจาะรูเปิดคลองรากฟันด้วยเข็มกรอเร็วจากเพชรทรงกลมขนาด 012 และ 019 (round diamond airotor bur No.1200 และ 1201, Intensiv-Swiss Dental Products) ที่ต่อเข้ากับหัวกรอเร็ว (high speed airotor) ใช้เค-ไฟล์เบอร์ 10 และ 15 (K-file No. 10 และ 15; Maillefer, Denstply, Baillagues, Switzerland) ผ่านจากรูเปิดคลองรากฟันถึงปลายรากฟัน ลดระยะที่วัดได้ 1 มิลลิเมตร เพื่อเป็น

ความยาวทำงานที่ใช้ขยายคลองรากฟัน (working length) เตรียมคลองรากฟันด้วยเครื่องมือโปรไฟล์ (Maillefer Profile®, Dentsply) โดยการขยายคลองรากฟันในส่วนต้นของคลองรากฟันก่อน จากนั้นขยายคลองรากฟันต่อไปจนถึงบริเวณปลายรากฟันด้วยเครื่องมือที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางและความสอบใหญ่ก่อน แล้วจึงใช้เครื่องมือที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางขนาดเล็กลงมาตามลำดับ จากนั้นจึงขยายคลองรากบริเวณส่วนปลายรากฟันที่ความยาวทำงานด้วยเครื่องมือที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่ขึ้นตามลำดับจนถึงเครื่องมือที่มีขนาดความสอบร้อยละ 6 เบอร์ 30 (Profile® .06/30) โดยล้างคลองรากฟันด้วยน้ำยาไฮโดรเจนเพอร์ออกไซด์ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 30 มิลลิลิตรขณะทำการขยายคลองรากฟัน เพื่อทำความสะอาดและป้องกันการอุดตันของสิ่งสกปรกภายในคลองรากฟัน จากนั้นขับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับและสำลีก้อนเล็ก

อุดคลองรากฟันด้วยการฉีดกัตตาเปอร์ชาเหลวที่อุณหภูมิต่ำ (low temperature gutta-percha filling system; Obtura II, Exceed, USA.) (ภาพที่ 3) ร่วมกับการใช้ซีเมนต์อุดคลองรากฟัน (root canal sealer; AH-Plus eugenol-free sealer, De Trey, Konstanz, Germany) (ภาพที่ 4) เพื่อป้องกันการรั่วซววงการเกิดโพลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์จากยูจินอลในซีเมนต์อุดคลองรากฟัน (Millstein และ Nathanson, 1983; Kwaitkowski และ Geller, 1989)



ภาพที่ 3 เครื่องฉีดกัตตาเปอร์ชาเหลว (Obtura II)



ภาพที่ 4 ซีเมนต์อุดคลองรากฟันชนิดที่ไม่มีส่วนผสมยูจีนอล (AH-Plus™ eugenol-free sealer)

การอุดคลองรากฟันทำโดยกดกัตตาเปอร์ชาเป็นระยะๆ เพื่อให้เกิดความแน่นของกัตตาเปอร์ชา ทำซ้ำจนกระทั่งกัตตาเปอร์ชาเต็มคลองรากฟันบริเวณรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันและผิวเคลือบรากฟัน โดยขณะทำการอุดคลองรากฟันใช้ผ้าก๊อชชุบน้ำเกลือหมาดๆ หุ้มรอบรากฟันเพื่อป้องกันการสูญเสียความชื้นของรากฟัน

- การจำลองเอ็นยึดปริทันต์

กำจัดกัตตาเปอร์ชาส่วนที่อยู่เหนือจาก 2 มิลลิเมตรได้ต่อรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันและผิวเคลือบรากฟันออก



ภาพที่ 5 แสดงการจำลองเอ็นยึดปริทันต์

จำลองส่วนเอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament) ด้วยการจุ่มส่วนรากฟันในซิลิโคนชนิดบ่มตัวที่อุณหภูมิห้อง เพื่อให้เกิดชั้นบางๆ เท่ากัน ทิ้งไว้เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้ซิลิโคนแข็งตัว โดยซิลิโคนที่แข็งตัวจะทำหน้าที่เสมือนเอ็นยึดปริทันต์ของฟัน (ภาพที่ 5)

- การฝังซี่ฟันในท่อพีวีซี

นำซี่ฟันที่ได้จากขั้นตอนการจำลองเอ็นยึดปริทันต์ยึดติดกับแท่งวิเคราะห์ความขนาน (analyzing rod) ของเครื่องสำรวจความขนาน เพื่อให้แกนฟัน (long axis) ตั้งฉากกับแนวระนาบ (horizontal plane) ฝังซี่ฟันลงในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี (orthodontic resin; Bosworth Neocryl™, Bosworth Company, USA.) โดยวางท่อพีวีซีที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 22 มิลลิเมตรและความยาว 18 มิลลิเมตร ให้ขอบท่อพีวีซีขนานกับแนวระนาบ กดซี่ฟันลงไปในท่อพีวีซีที่มี เรซินอะคริลิก ให้ระดับของเรซินอะคริลิกและขอบท่ออยู่ต่ำกว่ารอยต่อของผิวเคลือบฟันกับผิวเคลือบรากฟันทางด้านริมฝีปาก 1 มิลลิเมตร เพื่อจำลองระดับของกระดูกเบ้าฟัน ปาดเรซินอะคริลิกส่วนที่เกินขอบท่อพีวีซีออก จากนั้นนำไปแช่ในน้ำเพื่อระบายความร้อนที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์ของ เรซินอะคริลิก (ภาพที่ 6)



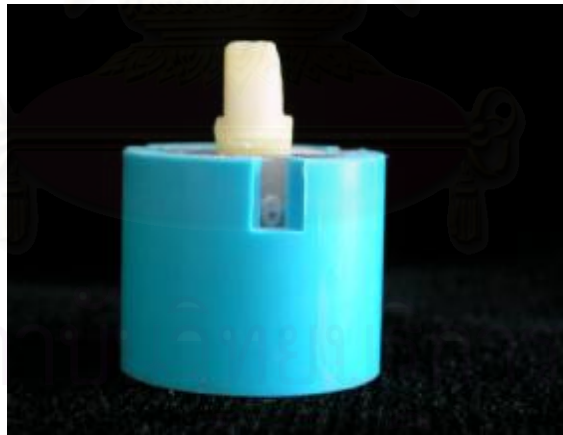
ภาพที่ 6 ซี่ฟันที่ฝังในเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาทางเคมี

- การทำแบบ (mold) สำหรับทำครอบฟัน

เมื่อเรซินอะคริลิกแข็งตัวแล้ว จึงทำการพิมพ์ซีฟันด้วยซิลิโคนชนิดไลท์บอดี้และพุดดี (vinyl polysiloxane impression material; Reprisil®, Dentsply, Delaware, USA.) เทแบบด้วยยิปซัมชนิดที่ 4 (Gypsum type IV; Vel Mix Classic Pink, Kerr Lab, California, USA.) โดยตีหมายเลขที่แบบปูนและซีฟันให้ตรงกัน

- การกรอแต่งซีฟันเพื่อทำครอบฟันเซรามิก

ทำการกรอแต่งซีฟันให้มีความลึกโดยรอบ 1.5 มิลลิเมตร ยกเว้นบริเวณปลายฟันให้มีความลึก 2.0 มิลลิเมตร (ภาพที่ 7) ด้วยเข็มกรอเรียวทรงแทงกระบอกที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.5 และ 2.0 มิลลิเมตร และรูปกรอซี่ (No.214, 315 และ 259, Intensiv-Swiss Dental Products) โดยขอบของครอบฟันอยู่ที่รอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันและผิวเคลือบรากฟันเป็นปากกว้าง 1.5 มิลลิเมตรโดยรอบ



ภาพที่ 7 ซีฟันที่ได้รับการกรอแต่งแล้ว

- การเตรียมซี่ฟันทดสอบตามกลุ่มทดลอง

- กลุ่มที่ 1

อุดปิดรูเปิดคลองรากฟันที่ทำการกำจัดกัตาเปอร์ซาส่วนที่อยู่เหนือจาก 2 มิลลิเมตรใต้ต่อรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันและผิวเคลือบรากฟันออกแล้วด้วยเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (LuxaCore® Automix Dual, DMG Hamburg, Germany) (ภาพที่ 8) ซึ่งใช้ร่วมกับระบบสารยึดชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (All-Bond®2, Bisco, USA.) (ภาพที่ 9)



ภาพที่ 8 เรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (LuxaCore® Automix Dual)



ภาพที่ 9 ระบบสารยึด (All-Bond®2)

การเตรียมพื้นผิวรูเปิดคลองรากฟันด้วยกรดฟอสฟอริกที่มีความเข้มข้นร้อยละ 32 (Uni-Etch, Bisco) เป็นเวลา 15 วินาที แล้วกำจัดกรดในรูเปิดคลองรากฟันด้วยการล้างซ้ำเป็นเวลา 30 วินาที ซ้ำรูเปิดให้แห้งด้วยสำลีก้อนเล็ก จากนั้นจึงทาไพรเมอร์ (primer A และ B, All-Bond®2, Bisco) 5 ชั้นและเป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที แล้วจึงทาสารยึดติด (bonding agent; D/E resin, All-Bond®2) และเป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที ฉายแสงสารยึดติดนาน 40 วินาที จากนั้นจึงฉีดเรซินคอมโพสิต (LuxaCore® Automix Dual, DMG Hamburg) ปิดรูเปิดคลองรากฟันจนเต็ม ฉายแสงเป็นเวลานาน 40 วินาที

- กลุ่มที่ 2

ทำการตัดเดือยเส้นใยควอทซ์ (D.T. Light-Post®, RTD., France) (ภาพที่ 10) ให้มีความยาว 18 มิลลิเมตรด้วยแผ่นกากเพชร (diamond disc) จากนั้นจึงกรอขยายคลองรากฟันเพื่อเตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือย โดยใช้เข็มกรอแต่งรูปร่างเฉพาะของเดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 1 ของบริษัทผู้ผลิต ให้มีความยาวเดือยในคลองรากฟันจาก 1 มิลลิเมตรได้ต่อรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันกับผิวเคลือบรากฟันทางด้านริมฝีปากเท่ากับ 8 มิลลิเมตร ล้างคลองรากฟันด้วยน้ำยาโซเดียมไฮโปคลอไรด์ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 2.5 และซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับและสำลีก้อนเล็ก



ภาพที่ 10 เดือยเส้นใยควอทซ์ (D.T. Light Post®)

ทำการลองเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความยาว 18 มิลลิเมตรในคลองรากฟันที่เตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือยไว้แล้ว จากนั้นยึดเดือยเส้นใยควอทซ์ด้วยเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (LuxaCore® Automix Dual)

การเตรียมพื้นผิวคลองรากฟันด้วย 4-aminocaproic acid (ethylenediamine tetraacetic acid, EDTA) ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 17 ปริมาณ 3 มิลลิเมตร แช่ยาทิ้งไว้ในคลองรากฟันเป็นเวลา 60 วินาที ตามด้วย 4-aminocaproic acid ไฮโปคลอไรต์เข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 3 มิลลิเมตร ทิ้งไว้เป็นเวลา 30 วินาทีเพื่อกำจัดชั้น smear layer) ชั้นคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับและสำลีก้อนเล็ก จากนั้นจึงผสมไฟรเมอร์เอและบี แล้วทาไฟรเมอร์ที่ผสมทั่วคลองรากฟัน 3 ชั้น เป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที ทาพรีบอนด์เรซิน (Pre-bond resin, All-Bond®2) ในคลองรากฟัน ชั้นไฟรเมอร์และพรีบอนด์ส่วนเกินในคลองรากฟันด้วยกระดาษซับ

การเตรียมพื้นผิวเดือยเส้นใยควอทซ์ โดยการทำความสะอาดพื้นผิวเดือยด้วยผ้าก๊อชชุบแอลกอฮอล์เข้มข้นร้อยละ 70 ชั้นเดือยเส้นใยให้แห้งด้วยผ้าก๊อช จุ่มเดือยในสารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent; Porcelain Primer, Bisco) (ภาพที่ 11) และเป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที เพื่อเพิ่มการยึดติดของเดือย



ภาพที่ 11 สารคู่ควบไซเลน (Porcelain Primer)

ทำการยึดเดือยเส้นใยควอทซ์กับคลองรากฟัน โดยฉีดเรซินคอมโพสิตร่วมกับการปั่นเลนตุไวรัสไปรอล (lentulo spiral) เพื่อลดการเกิดฟองอากาศ และให้เรซินคอมโพสิตเข้าไปเต็มคลองรากฟัน เพิ่มการสัมผัสกับผนังคลองรากฟัน (Fernandes และ Dessai, 2001) ใส่เดือยเส้นใยควอทซ์เข้าที่ ฉายแสงผ่านเดือยเส้นใยควอทซ์นาน 60 วินาที เก็บซีฟันในกล่องที่มีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลาอย่างน้อย 24 ชั่วโมง เพื่อให้เรซินซีเมนต์

เกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์อย่างสมบูรณ์ จากนั้นจึงกรอเรซินคอมโพสิตส่วนเกินออกด้วยเข็มกรอเร็วจากเพชรทรงกระบอกและรูปกรักบี้

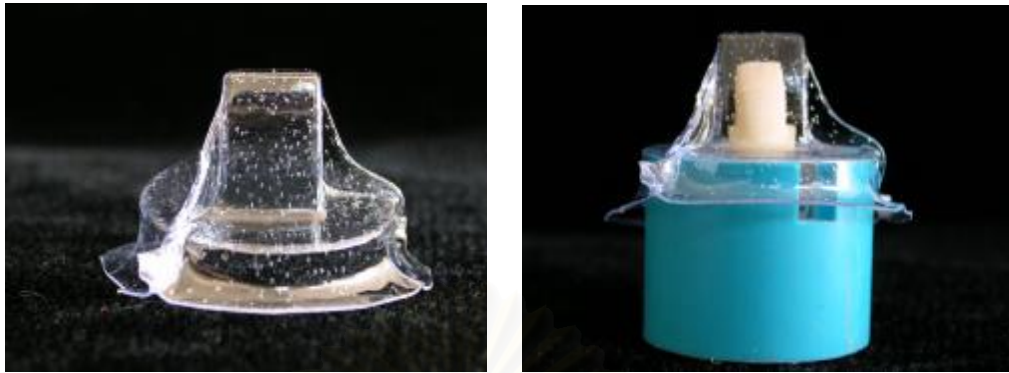
- กลุ่มที่ 3-5

พิมพ์ซีฟันที่กรอแต่งแล้วด้วยซิลิโคนใส (Clear Matrix PVS, TESCERA™, Bisco) (ภาพที่ 12) โดยการฉีดซิลิโคนใสในบล็อกพลาสติกใสสำหรับทำแกนฟัน (core former) (ภาพที่ 13) แล้วจึงตัดซีฟันให้มีเนื้อฟันทางด้านริมฝีปากเหนือต่อขอบครอบฟันทางด้านริมฝีปาก 2 มิลลิเมตร



ภาพที่ 12 ซิลิโคนใสที่ใช้พิมพ์ซีฟันที่กรอแต่งแล้ว

จากนั้นจึงได้กรอขยายคลองรากฟันเพื่อเตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือยด้วยเข็มกรอแต่งรูปร่างเฉพาะของเดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 1 ของบริษัทผู้ผลิต ให้มีช่องว่างสำหรับเดือยในคลองรากฟันยาว 10 มิลลิเมตร โดยใช้พื้นผิวเรียบเหนือต่อขอบครอบฟันทางด้านริมฝีปาก 2 มิลลิเมตร เป็นจุดอ้างอิง ล้างคลองรากฟันด้วยน้ำยาไฮเดียมไฮโปคลอไรด์ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 2.5 ปริมาณ 10 มิลลิลิตร ซับคลองรากฟันให้แห้งด้วยกระดาษซับและสำลีก้อนเล็ก



ภาพที่ 13 ป्लอกพลาสติกใสสำหรับทำแกนฟัน

ทำการตัดเดือยให้มีความยาว 14, 16, 18 มิลลิเมตรตามกลุ่มทดลองด้วยแผ่นกากเพชร ทำเครื่องหมายบนเดือยเส้นใยที่มีความยาว 10 มิลลิเมตร ทำการลองเดือยเส้นใยควอท์ซ์โดยให้เครื่องหมายบนเดือยเส้นใยตรงกับพื้นผิวเรียบเหนือต่อขอบครอบฟันทางด้านริมฝีปาก 2 มิลลิเมตร

ทำการเตรียมพื้นผิวคลองรากฟันและเดือย และยึดเดือยเส้นใยกับคลองรากฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 2 จากนั้นจึงทำการก่อแกนฟันด้วยเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (LuxaCore® Automix Dual) ให้มีความสูง 6 มิลลิเมตรจากพื้นผิวเรียบ โดยการฉีดเรซินคอมโพสิตเข้าไปในปลอกสำหรับทำแกนฟันจนเต็ม ฉายแสงเป็นเวลา 40 วินาทีต่อด้าน

เก็บซี่ฟันในกล่องที่มีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลาอย่างน้อย 24 ชั่วโมง เพื่อให้เรซินซีเมนต์เกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์อย่างสมบูรณ์ จึงถอดแต่งส่วนเกินของเรซินคอมโพสิตด้วยเข็มกรอเร็วจากเพชรทรงกระบอกและรูปรักบี้ ชัดแต่งซี่ฟันและเรซินคอมโพสิตด้วยเข็มกรอช้า

- การทำครอบฟันเซรามิก

สร้างรูปร่างซี่ฟันด้วยซีเมนต์บนซี่ฟันที่ถอดแต่ง (ภาพที่ 14) โดยใช้แบบปูนในขั้นตอนการทำแบบสำหรับทำครอบฟันเป็นแบบให้ตัวฟันมีความสูง 10 มิลลิเมตรซึ่งวัดจากขอบครอบฟันทางด้านริมฝีปาก แล้วเปลี่ยนซีเมนต์เป็นครอบฟันเซรามิก (Leucite-reinforced; IPS Empresss® System, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)



ภาพที่ 14 ชี้นำที่ใช้เปลี่ยนเป็นครอบฟันเซรามิก

- การยึดครอบฟันเซรามิก

ตรวจสอบความแนบสนิทของขอบครอบฟันเซรามิกด้วยกล้องขยายที่มีกำลังขยาย 20 เท่า โดยให้ขอบครอบฟันเซรามิกห่างจากขอบครอบฟันไม่มากกว่าปลายแหลมของเอกซ์พลอเรอร์ (explorer) ทำการเตรียมพื้นผิวของครอบฟันโดยทากรดไฮโดรฟลูอริกเข้มข้นร้อยละ 4 (4% hydrofluoric acid, HF; Porcelain Etchant, Bisco) (ภาพที่ 15) ที่ผิวด้านในของครอบฟันเป็นเวลานาน 3-4 นาที เพื่อทำความสะอาดและเพิ่มพื้นผิวในการยึดติดของครอบฟันเซรามิก จากนั้นจึงล้างกรดออกด้วยน้ำเป็นเวลา 1 นาที และเป่าแห้งเป็นเวลานาน 30 วินาที แล้วจึงทาสารคู่ควบไฮเลนที่ผิวด้านในเป็นเวลานาน 30 วินาที เป่าลมเป็นเวลานาน 10 วินาที ทาสารยึด เป่าลมเป็นเวลา 5 วินาทีและไม่ฉายแสง

ทำการยึดครอบฟันกับชี้นำด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (DuoLink™, Bisco) (ภาพที่ 16) ตามวิธีการแนะนำของบริษัทผู้ผลิต โดยเตรียมพื้นผิวของชี้นำด้วยการทากรดฟอสฟอริกที่มีความเข้มข้นร้อยละ 32 ทิ้งไว้เป็นเวลา 15 วินาที ล้างน้ำเป็นเวลา 30 วินาที ซับให้ชี้นำเปียกหมาดๆ ด้วยสำลีก้อนเล็ก ทาไพรเมอร์โดยทั่ว 5 ชั้น เป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที ทาสารยึด เป่าลมเป็นเวลา 5 วินาที ไม่ฉายแสง



ภาพที่ 15 กรดไฮโดรฟลูอริกเข้มข้นร้อยละ 4 (Porcelain Etchant)



ภาพที่ 16 เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี (DuoLink™)

ผสมเรซินซีเมนต์ เป็นเวลา 10 วินาที ฉาบเรซินซีเมนต์ที่ด้านในของครอบฟัน กัดครอบฟัน ให้ขอบแนบสนิทเป็นเวลา 10 นาที และกำจัดซีเมนต์ส่วนเกินออก ฉายแสงโดยรอบนาน 40 วินาที (ภาพที่ 17) เก็บชิ้นทดสอบไว้ในกล่องที่มีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลาอย่างน้อย 24 ชั่วโมง เพื่อให้เรซินซีเมนต์เกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์อย่างสมบูรณ์



ภาพที่ 17 แสดงซี่ฟันที่ยึดครอบฟันเซรามิกด้วยเรซินซีเมนต์

การทดสอบซี่ฟันทดสอบ

นำซี่ฟันทดสอบไปทดสอบแรงกดที่ทำมุม 130 องศา กับแกนฟัน โดยยึดชิ้นงานเข้ากับแป้นทดสอบที่ทำมุม 50 องศา กับพื้นระนาบ (ภาพที่ 18) เพื่อจำลองมุมที่ฟันตัดหน้าบนสบกับฟันตัดหน้าล่างแบบที่ 1 (Moyer, 1988) กดหัวทดสอบด้วยความเร็วหัวกด 0.5 มิลลิเมตรต่อวินาทีด้วยเครื่องทดสอบแบบสากล (universal testing machine; Lloyd Instrument LR 10K, UK.)



ภาพที่ 18 แสดงมุมของหัวกดกับแนวแกนฟัน

ทำการบันทึกค่าแรงสูงสุด (maximum force, F) และรูปแบบการเสียหาย (mode of failure, MF) ได้แก่ ครอบฟันแตก (1) เดือยหัก (2) แกนฟันหัก (3) และรากฟันแตกหัก (4) และวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของค่าแรงสูงสุดทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทาง

เดียว (one-way ANOVA) และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบต้นแคณ (Duncan) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ตารางที่ 1 แสดงตารางการบันทึกผลการทดลอง

กลุ่มที่ ชั้นที่	1		2		3		4		5	
	F	MF	F	MF	F	MF	F	MF	F	MF
1										
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

ผลการทดลอง

จากการคำนวณค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายของแต่ละกลุ่ม (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายในแต่ละกลุ่ม

group	n	mean force (newton)	std. deviation	std. error	95% confidence interval for mean		minimum	maximum
					lower bound	upper bound		
1	4	238.98	26.26	13.13	197.19	280.76	211.30	273.10
2	5	290.38	48.45	21.67	230.22	350.54	254.10	370.80
3	10	199.05	58.00	18.34	157.56	240.53	102.20	272.40
4	9	221.43	38.74	12.91	191.66	251.21	154.90	278.50
5	10	228.35	58.79	18.59	186.30	270.40	157.20	334.90
Total	38	228.28	55.40	8.99	210.07	246.49	102.20	370.80

พบว่า กลุ่มที่ 2 หรือกลุ่มพันรักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความยาว 18 มิลลิเมตร โดยไม่มีการก่อกันฟันเรซินคอมโพสิต มีความต้านทานต่อการแตกหักสูงสุด (290.38 ± 48.45 นิวตัน) ตามด้วยกลุ่มที่ 1 หรือกลุ่มพันรักษาคลองรากฟัน โดยไม่มีการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์ กลุ่มที่ 5 หรือกลุ่มพันรักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความยาว 18 มิลลิเมตร โดยมีเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 6 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร กลุ่มที่ 4 หรือกลุ่มพันรักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความยาว 16 มิลลิเมตร โดยมีเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 4 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร และกลุ่มที่ 3 หรือกลุ่มพันรักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความยาว 14 มิลลิเมตร โดยมีเดือยเส้นใยควอทซ์ยาว 2 มิลลิเมตรในแกนฟันเรซินคอมโพสิต 6 มิลลิเมตร มีความต้านทานต่อการแตกหักต่ำที่สุด (199.05 ± 58.00 นิวตัน)

ในการทดสอบ พบว่ามี 1 ซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 1 หลุดออกจากเบ้าก่อนเกิดการแตกหักใดๆ และไม่ได้ทำซี่ฟันทดสอบทดแทน เนื่องจากการทำทดแทนมีผลต่อการวิเคราะห์ทางสถิติและไม่สามารถทดสอบทางสถิติได้ว่า 1 ซี่ฟันทดสอบทดแทนนี้สามารถอ้างอิงเป็นกลุ่มประชากรได้ และการหาค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดในแต่ละกลุ่มเป็นแบบค่าเฉลี่ยตัดหัวท้าย (trimmed mean) ที่ร้อยละ 25 (Ott, 1988) ซึ่งในกลุ่มที่ 4 มี 1 ข้อมูลที่มีค่าของข้อมูลแตกต่างจากค่าอื่นๆ ในกลุ่มมากเกินไป (extreme high) จึงไม่ได้ค่านี้นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ย

เมื่อวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายในแต่ละกลุ่มทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่ามีความแตกต่างระหว่าง 5 กลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ค่า $p < .05$) (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 แสดงผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายในแต่ละกลุ่มทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	28705.452	4	7176.363	2.791	.042
Within Groups	84840.465	33	2570.923		
Total	113545.917	37			

เมื่อนำค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายระหว่างกลุ่มมาทดสอบทางสถิติด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบต้นแค่น ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (ตารางที่ 4) พบว่า กลุ่มที่ 2 มีค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายแตกต่างกับกลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และ กลุ่มที่ 5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยไม่มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายระหว่างกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 และระหว่างกลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 4 แสดงผลการเปรียบเทียบหาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ก่อให้เกิดความเสียหายระหว่างกลุ่มทางสถิติด้วยการทดสอบต้นแค่นที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

	group	N	Subset for alpha = .05	
			1	2
Duncan(a,b)	3	10	199.0500	
	4	9	221.4333	
	5	10	228.3500	
	1	4	238.9750	238.9750
	2	5		290.3800
	Sig.		.202	.075

ส่วนรูปแบบการเสียหายที่พบ ได้แก่ ครอบฟันเซรามิกแตกหัก แกนฟันแตกหัก เนื้อฟันแตกหัก อาจเป็นส่วนตัวฟันหรือส่วนรากฟัน และเดือยเส้นใยควอทซ์หัก (ตารางที่ 5)

ตารางที่ 5 แสดงอัตราส่วนของจำนวนซี่ฟันทดสอบที่เสียหายต่อจำนวนซี่ฟันในแต่ละกลุ่มทดลอง ใน รูปแบบการเสียหายจำแนกตามกลุ่มทดลอง

	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	กลุ่มที่ 4	กลุ่มที่ 5
ครอบฟันแตกหัก	4/4	5/5	10/10	9/9	10/10
เนื้อฟันแตกหัก	4/4	5/5	4/10	6/9	6/10
แกนฟันเรซินแตกหัก	0/4	0/5	7/10	0/9	2/10
เดือยเส้นใยหัก	0/4	1/5	1/10	2/9	1/10

กลุ่มที่ 1 พบการแตกหักบริเวณขอบครอบฟันร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟัน 3 ซี่ฟันทดสอบ และมีการแตกหักเฉพาะบริเวณขอบครอบฟันเพียง 1 ซี่ฟันทดสอบ (ภาพที่ 19 และ 24)



ภาพที่ 19 แสดงการแตกหักของซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 1

กลุ่มที่ 2 พบการแตกหักบริเวณขอบครอบฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟัน 4 ซี่ฟันทดสอบ ซึ่งมี 1 ซี่ฟันทดสอบที่มีการหักของเดือยเส้นใยคหวทซี่ร่วมด้วย และมีการแตกหักของครอบฟันเซรามิกล้วนร่วมกับเนื้อฟันส่วนตัวฟันด้านริมฝีปาก 1 ซี่ฟันทดสอบ (ภาพที่ 20 และ 24)



ภาพที่ 20 แสดงการแตกหักของซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 2

กลุ่มที่ 3 พบการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านริมฝีปากร่วมกับการแตกหักของแกนฟันด้านเพดาน 5 ซี่ฟันทดสอบ มีการแตกหักของแกนฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟัน 2 ซี่ฟันทดสอบ มีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟัน 1 ซี่ฟันทดสอบ มีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟัน 1 ซี่ฟันทดสอบ และมีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันเหนือขอบครอบฟันด้านริมฝีปากโดยเส้นใยของเดือยเส้นใยควอทซ์บางส่วนมีการแตกหัก 1 ซี่ฟันทดสอบ (ภาพที่ 21 และ 24)



ภาพที่ 21 แสดงการแตกหักของซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 3

กลุ่มที่ 4 พบการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟัน 3 ซี่ฟันทดสอบ ซึ่งมี 1 ซี่ฟันทดสอบที่มีการหักของเดือยเส้นใยควอทซ์ร่วมด้วย มีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันเหนือขอบครอบฟันด้านริมฝีปาก 3 ซี่ฟันทดสอบ ซึ่งมี 1 ซี่ฟันทดสอบที่มีการหักของเดือยเส้นใยควอทซ์ร่วมด้วย และมีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟันด้านริมฝีปาก 3 ซี่ฟันทดสอบ (ภาพที่ 22 และ 24)

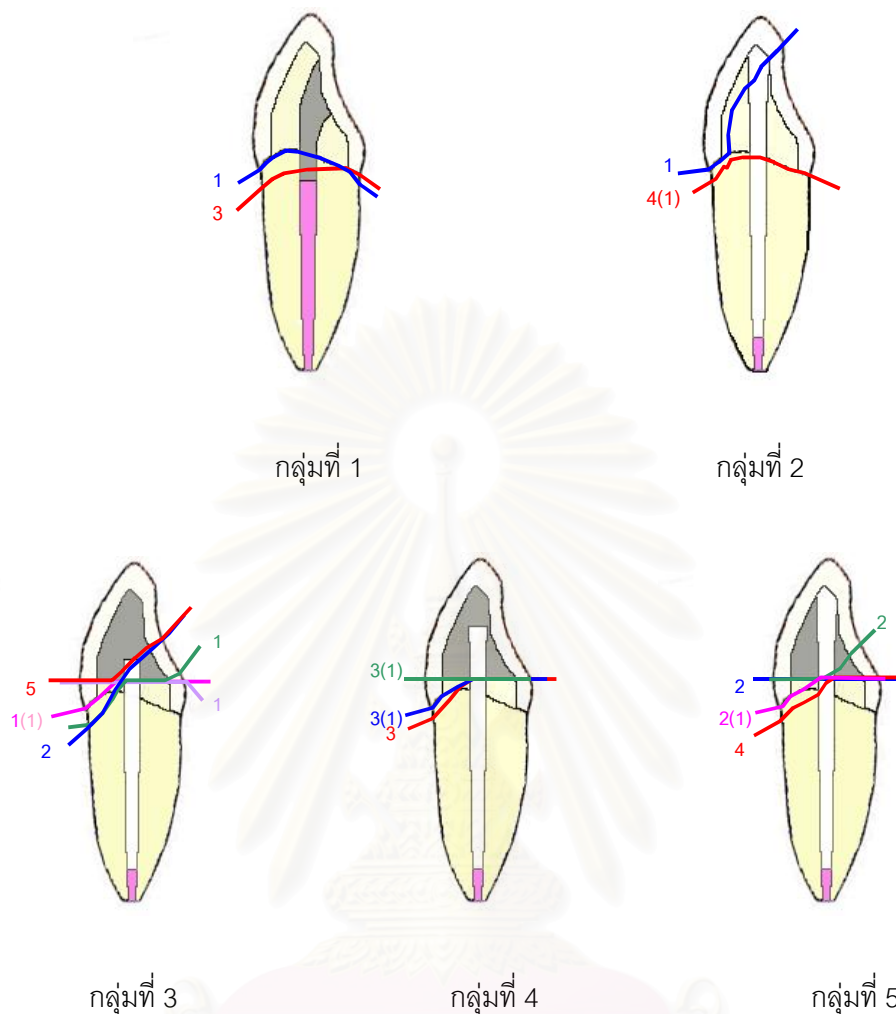


ภาพที่ 22 แสดงการแตกหักของซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 4

กลุ่มที่ 5 พบการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักของเนื้อฟันส่วนต้นของรากฟันด้านริมฝีปาก 4 ซี่ฟันทดสอบ มีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟัน 2 ซี่ฟันทดสอบ มีการแตกหักรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านริมฝีปากร่วมกับการแตกหักของแกนฟันด้านเพดาน 1 ซี่ฟันทดสอบ และมีการแตกหักส่วนรอยต่อระหว่างแกนฟันกับเนื้อฟันด้านเพดานร่วมกับการแตกหักเนื้อฟันส่วนตัวฟันเหนือขอบครอบฟัน 2 ซี่ฟันทดสอบ ซึ่งมี 1 ซี่ฟันทดสอบที่มีการหักของเดือยเส้นใยควอทซ์ร่วมด้วย (ภาพที่ 23 และ 24)

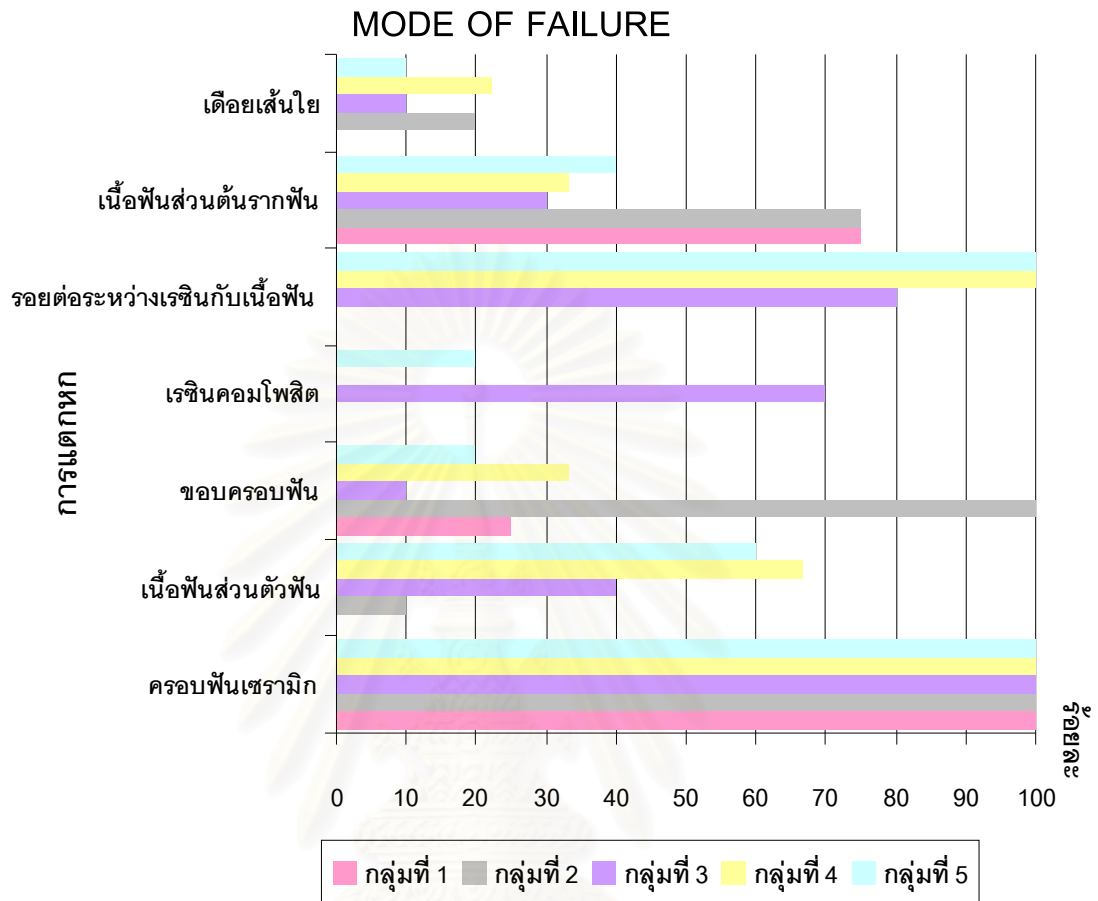


ภาพที่ 23 แสดงการแตกหักของซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 5



ภาพที่ 24 แสดงจำนวนซี่ฟันทดสอบที่เกิดการแตกหักในแต่ละรูปแบบตามกลุ่มทดลอง (จำนวนซี่ฟันทดสอบที่มีเดือยเส้นใยควอทซ์หักรวมด้วย)

เมื่อพิจารณาความถี่ที่เกิดความเสียหายจำแนกตามรูปแบบความเสียหายแต่ละกลุ่มทดลอง (แผนภูมิที่ 2) พบว่า มีการแตกหักของครอบฟันเซรามิกทุกซี่ฟันทดสอบ ในกลุ่มควบคุมซึ่งไม่มีการก่อกันฟันด้วยเรซินคอมโพสิต ได้แก่ กลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 มักพบการแตกหักของเนื้อฟันบริเวณส่วนต้นของรากฟัน



แผนภูมิที่ 2 แสดงร้อยละที่เกิดความเสียหายจำแนกตามรูปแบบความเสียหายและกลุ่มทดลอง

ส่วนกลุ่มทดสอบซึ่งมีการก่อแกนฟันด้วยเรซินคอมโพสิต ได้แก่ กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 มักเกิดการแตกหักที่รอยต่อระหว่างเรซินคอมโพสิตกับเนื้อฟัน โดยซี่ฟันทดสอบในกลุ่มที่ 3 มักมีการแตกหักของแกนฟันเรซินคอมโพสิตร่วมด้วย

อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

วัตถุประสงค์ในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟัน คือ การป้องกันการแตกหักของฟัน สามารถทำหน้าที่ในช่องปากได้อย่างปกติ (Cohen และ Burns, 2000) โดยความล้มเหลวในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันที่อาจเกิดขึ้น ได้แก่ ครอบฟันหลุดหรือแตกหัก แกนฟันแตกหัก เดือย หลวมหลุดหรือหัก และรากฟันแตกหัก (Bergman และคณะ, 1989; Sorensen และ Engelman, 1984b; Torbjorner และคณะ, 1995; Purton และ Payne, 1996; Sirimai และคณะ, 1999; Rosentritt และคณะ, 2000) ซึ่งความล้มเหลวนั้นๆ อาจสามารถบูรณะใหม่ได้หรือไม่ขึ้นกับลักษณะการแตกหักที่เกิดขึ้น แต่อย่างไรก็ดี ส่วนใหญ่การแตกหักของรากฟันโดยเฉพาะการแตกหักในแนวตั้งถือเป็นความล้มเหลวในการบูรณะที่ร้ายแรงที่สุด (Torbjorner และคณะ, 1995) เนื่องจากฟันนั้นไม่สามารถทำการบูรณะใหม่ได้และจำเป็นต้องถูกถอนออกไปในที่สุด (Bateman และคณะ, 2003) โดยการวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเชิงทดลองที่ทำในห้องปฏิบัติการทดสอบความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีระดับความสูงต่างๆ ในแกนฟันเรซินคอมโพสิต เพื่อศึกษาถึงแรงต้านทานต่อการแตกหักและรูปแบบของการแตกหัก ซึ่งสามารถนำข้อมูลที่ได้มาใช้เป็นแนวทางในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันเพื่อให้ฟันนั้นสามารถใช้งานในช่องปากได้ยาวนาน ในการทดลองนี้ได้มีการจำลองให้มีลักษณะคล้ายการปฏิบัติงานในทางคลินิก เช่น การจำลองเอ็นยึดปริทันต์ มุมของแนวแกนฟันฟันตัดซี่กลางบนต่อแนวแกนฟันฟันตัดซี่กลางล่าง และการทำครอบฟัน เป็นต้น

จากการทดลอง (ตารางที่ 2) เมื่อเปรียบเทียบปัจจัยระดับความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนฟันเรซินคอมโพสิตในกลุ่มทดสอบ คือ กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 พบว่า ค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักเพิ่มขึ้นเมื่อความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนฟันเรซินคอมโพสิตเพิ่มขึ้น แต่ไม่มีความแตกต่างทางสถิติ และพบว่ากลุ่มควบคุมซึ่งไม่มีการก่อแกนฟันด้วยเรซินคอมโพสิต คือ กลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 มีค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่ากลุ่มทดสอบที่มีการก่อแกนฟันด้วยเรซินคอมโพสิต คือ กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 โดยกลุ่มที่ 2 มีค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่ากลุ่มทดสอบอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักระหว่างกลุ่มที่ 2 กับกลุ่มที่ 5 ซึ่งมีความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์เท่ากันและเท่ากับแกนฟันเรซินคอมโพสิต จะเห็นได้ว่า กลุ่มที่ 2 มีปริมาณเนื้อฟันจำนวนมากกว่า ทำให้ฟันนั้นสามารถต้านทานต่อการแตกหักได้ดีกว่ากลุ่มที่ 5 (Trabert และคณะ, 1978; Trope และคณะ, 1985; Leary และคณะ, 1987;

Robbins, 1990; Assif และ Gorfil, 1994; Morgano, 1996; Dean และคณะ, 1998; Fernandes และคณะ, 2003) แต่ไม่พบความแตกต่างของค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักทางสถิติระหว่างกลุ่มที่ 1 ที่ไม่มีการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์กับกลุ่มทดสอบที่มีการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์ (กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5) อาจเนื่องจากเดือยเส้นใยไม่มีการยึดติดกับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์ในเชิงกลระดับจุลภาคและพันธะเคมี (O'Keefe และคณะ, 2000) และวัสดุเหล่านี้มีค่ามอดุลัสของสภาพความยืดหยุ่นใกล้เคียงกัน จึงเสมือนเป็นการรวมโครงสร้างของเนื้อฟัน เดือย และแกนฟัน (Dallari และ Rovatti, 1996; Asmussen และคณะ, 1999) ซึ่งอาจทดแทนความแข็งแรงของฟันที่มีการสูญเสียเนื้อฟันไปบางส่วนได้ในระดับหนึ่ง และแม้ว่าค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักของกลุ่มทดสอบจะมีค่าต่ำกว่ากลุ่มควบคุม แต่ค่าแรงต้านทานดังกล่าวก็ยังคงมีค่าสูงกว่าแรงกัด (biting force) ในฟันหน้าซึ่งมีค่าประมาณ 100-200 นิวตัน (Caputo และ Wylie, (n.d.); Craig และ Powers, 2002) ซึ่งสามารถนำเดือยเส้นใยควอทซ์ร่วมกับการก่อกันฟันเรซินคอมโพสิตในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันทางคลินิกได้ โดยเลือกใช้เดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีความสูงเท่ากับแกนฟันเรซินคอมโพสิต

นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักของกลุ่มที่ 1 ซึ่งไม่มีการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์กับกลุ่มที่ 2 ซึ่งมีการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์ พบว่า ค่าแรงต้านทานต่อการแตกหักของกลุ่มที่ 2 มีค่าสูงกว่ากลุ่มควบคุมกลุ่มที่ 1 ทั้งนี้อาจเนื่องจากการเตรียมพื้นผิวของเนื้อฟันในคลองรากฟันเพื่อยึดเดือยด้วยระบบสารยึดที่มีการกำจัดชั้นเศษผงฟันในกลุ่มที่ 2 ทำให้การแทรกซึมของเรซินคอมโพสิตเข้าไปในท่อเนื้อฟันที่ถูกเปิด เกิดการเชื่อมยึดเนื้อฟันไว้ด้วยกัน (Trope และคณะ, 1985) และการใช้เดือยเส้นใยควอทซ์มีค่ามอดุลัสของสภาพความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับฟัน จึงรับแรงและกระจายความเค้นไปยังเนื้อเยื่อรองรับได้ดี ลดการเกิดการสะสมความเค้นเฉพาะตำแหน่ง (Freedman, 1996; Dietschi และคณะ, 1997; Dean และคณะ, 1998; Asmussen และคณะ, 1999)

จากภาพที่ 19 และแผนภูมิที่ 2 แสดงรูปแบบการแตกหักและร้อยละของรูปแบบการแตกหักในแต่ละกลุ่มทดลอง พบว่า การบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่ระดับความสูงต่างๆ ในแกนฟันเรซินคอมโพสิตมีรูปแบบการแตกหักที่แตกต่างกัน กล่าวคือ กลุ่มที่ 3 มักเกิดการแตกหักในส่วนแกนฟันเรซินคอมโพสิต โดยกลุ่มที่ 4 และกลุ่มที่ 5 แทบไม่เกิดการแตกหักในส่วนแกนฟันเรซินคอมโพสิตเลย เนื่องจากในกลุ่มที่ 3 มีเรซินคอมโพสิตอยู่ปริมาณมากและความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนฟันเรซินคอมโพสิตมีผลต่อการยึดอยู่ของเรซินคอมโพสิต แต่อย่างไรก็ดี ทั้ง 3 กลุ่มมักพบการแตกหักของเนื้อฟันส่วนตัวฟัน และการแตกหักที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟัน

กับแกนพื้นเรซินคอมโพสิต เนื่องจากบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุถือได้ว่าเป็นจุดที่มีความแข็งแรงน้อยที่สุด ง่ายต่อการแตกหัก (Mannocci และคณะ, 2003) แต่อย่างไรก็ดีทั้ง 5 กลุ่มทดลองไม่พบการแตกหักของเนื้อฟันส่วนกลางหรือส่วนปลายของรากฟัน หรือการแตกหักรากฟันในแนวตั้งเลย โดยการแตกหักของรากฟันจะเกิดเฉพาะส่วนต้นของรากฟันด้านริมฝีปาก (Isidor และคณะ, 1996; Monticelli และคณะ, 2003) อาจเนื่องจากลักษณะการทำการทดสอบที่ให้แรงกดที่ด้านเพดานของฟันเสมือนเป็นแนวคาน ขอบเรซิน อะคริลิกเสมือนเป็นจุดสูงสุดของกระดูกเบ้าฟันจึงทำหน้าที่เป็นจุดหมุน การแตกหักจึงเกิดที่ส่วนต้นของรากฟันด้านริมฝีปาก

นอกจากนี้ คุณภาพของเดือยเส้นใยเป็นปัจจัยสำคัญต่อการหักของเดือยเส้นใย (Ferrari และ Scotti, 2002) ซึ่งการใส่สารที่มีน้ำหนักโมเลกุลหนัก เช่น แบเรียมซัลเฟต (barium sulfate) เพื่อให้เดือยเส้นใยมีคุณสมบัติที่บ่งชี้ อาจทำให้ประสิทธิภาพการเชื่อมติดระหว่างอีพอกซีเรซินกับเส้นใยลดลงและเพิ่มโอกาสเกิดฟองอากาศในเดือยเส้นใย (Mannocci และคณะ, 2001) ในขบวนการผลิตขั้นตอนการฉีดอีพอกซีเรซิน (Mannocci และคณะ, 1999) จึงพบการหักของเดือยเส้นใยควอทซ์ได้บ้าง

ค่าเบี่ยงเบนในการวิจัยนี้ค่อนข้างสูง ซึ่งมีผลทำให้โอกาสเกิดความแตกต่างระหว่างกลุ่มทดลองลดลง ทั้งนี้อาจเกิดเนื่องจากความไม่เที่ยงตรงในขบวนการเตรียมซีฟันทดสอบและมีความแปรปรวนตามธรรมชาติของซีฟันอยู่เอง แต่เนื่องด้วยความจำกัดของเวลาและจำนวนซีฟันที่ทำการจัดเก็บ จึงไม่สามารถเพิ่มจำนวนซีฟันทดสอบในแต่ละกลุ่มทดลองเพื่อลดความแปรปรวนที่เกิดขึ้นได้

สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาความต้านทานต่อการแตกหัก และรูปแบบของการแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีระดับความสูงต่างๆ ในแกนพื้นเรซินคอมโพสิตในห้องปฏิบัติการ พบว่า

1. ความต้านทานต่อการแตกหักของฟันที่รักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใยควอทซ์ที่มีระดับความสูงต่างๆ ในแกนพื้นเรซินคอมโพสิตไม่แตกต่างกันทางสถิติ แต่ระดับความสูงของเดือยเส้นใยควอทซ์ในแกนพื้นเรซินคอมโพสิตมีผลต่อรูปแบบของการแตกหัก โดยการแตกหักของรากฟันของฟันที่รักษาคลองรากฟันที่บูรณะด้วยการใส่เดือยเส้นใยควอทซ์เกิดขึ้นเฉพาะส่วน

ต้นของรากฟัน โดยไม่มีการแตกหักที่ส่วนกลางหรือส่วนปลายของรากฟันหรือการแตกหักของรากฟันในแนวตั้ง

2. ปริมาณเนื้อฟันเป็นปัจจัยสำคัญต่อความต้านทานต่อการแตกหัก



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- Akkayan, B., and Gulmez, T. 2002. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 87: 431-437.
- Al-Hazaimeh, N., and Gutteridge, D.L. 2001. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. International Endodontic Journal 34: 40-46.
- Angmar-Mansson, B., Omnell, K.A., and Rud, J. 1969. Root fracture due to corrosion. 1. Metallurgical aspects. Odontologic Review 20: 245-265.
- Anusavice, K.J. 2003. Part I General classes and properties of dental materials. Chapter 3 Physical properties of dental material. In Phillips' science of dental materials, pp.41-71. St.Louis: W.B. Saunders.
- Asmussen, E., Peutzfeldt, A., and Heitmann, T. 1999. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. Journal of Dentistry 27: 275-278.
- Assif, D., and Gorfil, C. 1994. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 71: 565-567.
- Assif, D., Bitenski, A., Pilo, R., and Oren, E. 1993. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry 69: 36-40.
- Assif, D., Oren, E., Marshak, B. L., and Aviv, I. 1989. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry 61: 535-543.
- Bachicha, W.S., DiFiore, P.M., Miller, D.A., Lautenschlager, E.P., and Pashley, D.H. 1998. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. Journal of Endodontics 24: 703-708.
- Barkhordar, R.A., Radke, R., and Abbasi, J. 1989. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. The Journal of Prosthetic Dentistry 61: 676-678.

- Bateman, G., Ricketts, D.N.J., and Saunders, W.P. 2003. Fibre-based post systems: a review. British Dental Journal 195: 43-48.
- Bergman, B., Lunquist, P., Sjogern, U., Sundquist, G. 1989. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. The Journal of Prosthetic Dentistry 61:10-15.
- Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., and Potter, R.H. 1983. Effects of designs of class II preparations on resistance to fracture. Operative Dentistry 8: 6-10.
- Blatz, M.B., Sadan, A., and Kern, M. 2003. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry 89: 268-274.
- Bonilla, E., and White, S.N. 1996. Fatigue of resin-bonded amalgam restorations. Operative Dentistry 21: 122-126.
- Boudrias, P., Sakkal, S., and Petrova, Y. 2001. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. Compendium 22: 337-348.
- Bullard, R.H., Leinfelder, K.F., and Russell, C.M. 1998. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. Journal of the American Dental Association 116: 871-874.
- Caputo, A., and Wylie, R. (n.d.) Forces to the periodontium[Online]. Available from: <http://www.dent.ucla.edu/pic/members/force/forces.html>[2005,January 31]
- Chang, W.C., and Millstein, P.L. 1993. Effect of design prefabricated post heads on core materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 69: 475-482.
- Christensen, G.J. 1994. Should you and can you afford to bond amalgams? Journal of the American Dental Association 125: 1381-1382.
- Cohen, S., and Burns, R.C. 2000. Part II The science of endodontics. Chapter 15 Pulpal reaction to caries and dental procedures., and Part III Related clinical topics. Chapter 22 Restoration of endodontically treated tooth. In Pathway of the pulp, pp.573-600, 765-796. 8th ed. St.Louis: Mosby.
- Colman, H.L. 1979. Restoration of endodontically treated teeth. The Dental Clinics of North America 23: 647-662.
- Cooney, J.P., Caputo, A.A., and Trabert, K.C. 1986. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 55: 540-546.

- Cormier, C.J., Burns, D.R., and Moon, P. 2001. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. Journal of Prosthodontics 10: 26-36.
- Craig, R., and Powers, J.M. 2002. Chapter 4 Mechanical properties and Chapter 20 Cements. In Restorative dental materials, pp.67-124, 593-634. 11th ed. St.Louis: Mosby.
- Craig, R.G., Powers, J.M., and Watana, J.C. 2000. Chapter 7 Cements. In Dental materials properties and manipulation, pp.116-137. 7th ed. St.Louis: Mosby.
- Dallari, A., and Rovatti, L. 1996. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. Compendium 17 (Supplement 20): S57-S63.
- Dean, J.P., Jeansonne, B.G., and Sarkar, N. 1998. In vitro evaluation of a carbon fiber post. Journal of Endodontics 24: 807-810.
- DeRijk, W.G. 2000. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. American Journal of Dentistry 13: 19B-21B.
- DeSort, K.D. 1983. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. The Journal of Prosthetic Dentistry 49: 203-206.
- Deutsch, A.S., Musikant, B.L., Cavallari, J., Silverstein, L., Lepley, J., Ohlen, K., and Lesser, M. 1985. Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. The Journal of Prosthetic Dentistry 53: 786-789.
- Dietschi, D., Romelli, M., and Goretti, A. 1997. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. The International Journal of Prosthodontics 10: 498-507.
- Duke, E.S. 2002. New directions for posts in restoring endodontically treated teeth. Compendium 23: 116-121.
- Duret, B., Reynaud, M., and Duret, F. 1990. Un nouveau concept de reconstitution corono-radriculaire : le Composipost (1). Le Chir Dent de France 540: 131-141. Cited in Ferrari, M., and Scotti, R. Fiber posts. Characteristics and clinical applications. Milan: Masson, 2002.

- Duret, D., Duret, R., and Reynaud, M. 1996. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Compositpost™. Compendium 17 (Supplement 20): S50-S56.
- Farah, J.W., and Powers, J.M. (eds.) 1993. Posts, pins and cores. The Dental Advisor 10: 1-8.
- Fernandes, A.S., Shetty, S., and Coutinho, I. 2003. Factors determining post selection: A literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry 90: 556-562.
- Fernandes, A.S., and Dessai, G.S. 2001. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. The International Journal of Prosthodontics 14: 355-363.
- Ferrari, M., and Scotti, R. 2002. Fiber posts. Characteristics and clinical applications. Milan: Masson.
- Ferrari, M., Vichi, A., and Garcia-Godoy, F. 2000. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. American Journal of Dentistry 13: 15B-18B.
- Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., and Mason, P.N. 2000. Retrospective study of the clinical performance of fiber post. American Journal of Dentistry 13: 9B-13B.
- Fredricksson, M., Astback, J., Pamenius, M., and Arvidson, K. 1998. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 80: 151-157.
- Freedman, G. 1996. The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. Oral Health 86 (February): 23-30.
- Gallo, J.R., Miller, T., Xu, X., and Burgess, J.O. 2002. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. Journal of Prosthodontics 11: 25-29.
- Gateau, P., Sabek, M., and Dailey, B. 2001. In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications. The Journal of Prosthetic Dentistry 86: 149-155.
- Glazer, B. 2000. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts - a prospective study. Journal of the Canadian Dental Association 66: 613-618.

- Goldman, M., DeVitre, R., White, R., and Nathanson, D. 1984. An SEM study of posts cemented with an unfilled resin. Journal of Dental Research 63: 1003-1005.
- Goodacre, C.J., and Spolnik, K.J. 1995. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II: maintaining the apical seal. Journal of Prosthodontics 4: 51-53.
- Gutmann, J.L. 1992. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 67: 458-467.
- Hagge, M.S., Wong, R.D.M., and Lindemuth, J.S. 2002. Retention strengths of five luting cements on prefabricated dowels after root canal obturation with a zinc oxide/eugenol sealer : 1 Dowel space preparation/cementation at one week after obturation. Journal of Prosthodontics 11: 168-175.
- Hagge, M.S., and Lindemuth, J.S. 2001. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 86: 620-623.
- Hargreaves, K.M. and Goodis, H.E. 2002. Chapter 15 Permanent restorations and the dental pulp. In Seltzer and Bender's Dental pulp, pp.345-369. Chicago: Quintessence Publishing.
- Healey, H.J. 1957. Coronal restorations of the treated pulpless tooth. The Dental Clinics of North America 1: 885-896.
- Helfer, A.R., Melnick, S., and Schilder, H. 1972. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics 34: 661-670.
- Heydecke, G., and Peters, M.C. 2002. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores : a systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry 87: 380-386.
- Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A., Strub, J.R. 2002. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 87: 438-445.

- Ho, M.-H., Lee, S.Y., Chen, H.H., and Lee, M.C. 1994. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry 72: 367-372.
- Hoag, E.P., and Dwyer, T.G. 1982. A comparative evaluation of three post and core techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry 47: 177-181.
- Holmes, D.C., Diaz-Arnold, A.M., and Leary, J.M. 1996. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry 75: 140-147.
- Hooshmand, T., van Noort, R., and Keshvad, A. 2002. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dental Materials 18: 179-188.
- Huang, T.J.G., Schilder, H., and Nathanson, D. 1992. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. Journal of Endodontics 18: 209-215.
- Hunter, A.J., Feiglin, B., and Williams, J.F. 1989. Effects of post placement on endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 62: 166-172.
- Isidor, F., Brondum, K., and Ravnholt, G. 1999. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. The International Journal of Prosthodontics 12: 78-82.
- Isidor, F., Odman, P., and Brondum, K. 1996. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. The International Journal of Prosthodontics 9: 131-136.
- Ivoclar Vivadent. 2001. Cosmopost. Instructions for use. Liechtenstein.
- Johnson, J.K., and Sakumura, J.S. 1978. Dowel form and tensile force. The Journal of Prosthetic Dentistry 40: 645-649.
- Junge, T., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., and Libman, W.J. 1998. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. The International Journal of Prosthodontics 11: 558-564.
- Kahn, F.H. 1991. Selecting a post system. Journal of the American Dental Association 122: 70-71.

- Khera, S.C., Carpenter, C.W., Vetter, J.D., and Staley, R.N. 1990. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. The Journal of Prosthetic Dentistry 64: 139-147.
- Kidd, E.A.M., Smith, B.G.N., and Watson, T.F. 2003. Part I diseases, disorders, diagnosis, decisions, and design. Chapter 3 Principles of cavity design and preparation. In Pickard's manual of operative dentistry, pp.55-49. Auckland: Oxford University Press.
- King, P.A., and Setchell, D.J. 1990. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. Journal of Oral Rehabilitation 17: 599-609.
- Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H., and Lee, M.C. 1992. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 68: 421-427.
- Kostka, E., and Roulet, J.-F. 2003. Chapter 12 The root filled tooth in prosthodontic reconstruction. In Bergenholtz, G., Horsted-Bindslev, P., and Reit, C (eds.), Textbook of endodontology, pp.177-191. Oxford: Blackwell Publishing.
- Kovarik, R.E., Breeding, L.C., and Caughman, W.F. 1992. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. The Journal of Prosthetic Dentistry 68: 584-590.
- Kurtz, J.S., Perdigao, J., Geraldini, S., Hodges, J.S., and Bowles, R.W. 2003. Bond strength of tooth-colored posts. Effect of sealer, dentin adhesive, and root region. American Journal of Dentistry 16: 31A-36A.
- Kwiatkowski, S.I., and Geller, W. 1989. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. The International Journal of Prosthodontics 2: 51-55.
- Leary, J.M., Aquilino, S.A., and Svare, C.W. 1987. An evaluation of post length within the elastic limits of dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry 51: 277-281.
- Lewinstein, I., and Grajower, R. 1981. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. Journal of Endodontics 7: 421-422.
- Libman, W.J., and Nicholls, J.I. 1995. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. The International Journal of Prosthodontics 8: 155-161.

- Lloyd, P.M., and Palik, J.F. 1993. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry 69: 32-36.
- Loney, R.W., Moulding, M.B., and Ritsco, R.G. 1995. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast posts and cores and crowns. The International Journal of Prosthodontics 8: 247-251.
- Loney, R.W., Kotowicz, W.E., and McDowell, G.C. 1990. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. The Journal of Prosthetic Dentistry 63: 506-512.
- Lovell, M.J. 1983. The bond between CFRC and restorative materials. Master's Thesis, University of London. Cited in Ferrari, M., and Scotti, R. Fiber posts. Characteristics and clinical applications. Milan: Masson, 2002.
- Maccari, P.C.A., Conceicao, E.N., and Nunes, M.F. 2003. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 15: 25-31.
- Mannocci, F., Bertelli, E., Watson, T.F., and Force, T.P. 2003. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. American Journal of Dentistry 16: 28-32.
- Mannocci, F., Ferrari, M., and Watson, T.F. 1998. Stereomicroscopic and scanning electron microscopic study of roots obturated with vertically condensed gutta-percha, epoxy resin cement and dentin bonding agent. Journal of Endodontics 24: 397-400.
- Mannocci, F., Ferrari, M., and Watson, T.F. 1999. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. Journal of Adhesive Dentistry 1: 153-158.
- Mannocci, F., Ferrari, M., and Watson, T.F. 2001. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. The Journal of Prosthetic Dentistry 85: 284-291.
- Mannocci, F., Innocenti, M., Ferrari, M., and Watson, T.F. 1999. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. Journal of Endodontics 25: 789-794.

- Mannocci, F., Sherriff, M., and Watson, T.F. 2001. Three-point bending test of fiber posts. Journal of Endodontics 27: 758-761.
- Mannocci, F., Vichi, A., and Ferrari, M. 1998. Carbon fibre versus cast post: a two years' recall study. Journal of Dental Research 77: 1259.
- Martinez-Insua, A., Da Silva, L., Rilo, B., and Santana, U. 1998. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. The Journal of Prosthetic Dentistry 80: 527-532.
- Maya, A., Millstein, P., and Freeman, Y. 1998. Determination post-core retention of smooth surface metal, non-metal posts. Journal of Dental Research 77: 160. Abstract No. 435.
- McDonald, A.V., King, P.A., and Setchell, D.J. 1990. An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. International Endodontic Journal 23: 304-312.
- McLean, A. 1998. Predictably restoring endodontically treated teeth. Journal of the Canadian Dental Association 64: 782-787.
- Medina, T.J.I., Nagy, W.W., Dhuru, V.B., and Ziebert, A.J. 2001. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 86: 474-480.
- Meiers, J.C. and Turner, E.W. 1998. Microleakage of dentin/amalgam alloy bonding agents: Results after 1 year. Operative Dentistry 23: 30-33.
- Millstein, P.L., and Nathanson, D. 1983. Effect of eugenol and eugenol cements on cured composite resin. The Journal of Prosthetic Dentistry 50: 211-215.
- Milot, P., and Stein, R.S. 1992. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. The Journal of Prosthetic Dentistry 68: 428-435.
- Mjor, I.A., and Nordahl, I. 1996. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. Archives of Oral Biology 41: 401-412.
- Mollersten, L., Lockowandt, P., and Linden, L.-A. 2002. A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. Quintessence International 33: 140-149.

- Monticelli, F., Grandini, S., Goracci, C., and Ferrari, M. 2003. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. The International Journal of Prosthodontics 16: 593-596.
- Morgano, S.M. 1996. Restoration of pulpless teeth : Application of traditional principles in present and future contexts. The Journal of Prosthetic Dentistry 75: 375-380.
- Morgano, S.M., and Brackett, S.E. 1999. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. The Journal of Prosthetic Dentistry 82: 643-657.
- Moyer, R.E. 1998. Section III Diagnosis. Chapter 12 Analysis of the craniofacial skeleton: Cephalometric. In Handbook of orthodontics, pp.247-301. 4th ed. Chicago: Year Book Medical Publishers.
- Musikant, B.L., Cohen, B.I., and Deutsch, A.S. 2001. The relationship of post design to the long-term success of endodontically restored teeth. Compendium 22: 974-988.
- Nakabayashi, N. 1991. Dental bonding mechanisms. Quintessence International 22: 73-74.
- Nakabayashi, N., and Pashley, D.H. 1998. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence Publishing.
- Nakabayashi, N., Ashizawa, M., and Nakamura, M. 1992. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo : durable bonding to vital dentin. Quintessence International 23: 135-141.
- Newman, M.P., Yaman, P., Dennison, J., Rafter, M., and Billy, E. 2003. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 89: 360-367.
- Oblak, C., Jevnikar, P., Kosmac, T., Funduk, N., and Marion, L. 2004. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 91: 342-348.
- O'Keefe, K.L., Miller, B.H., and Powers, J.M. 2000. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. The International Journal of Prosthodontics 13: 47-51.

- Olio, G., and Espevik, S. 1978 Stress/strain behavior of some dental luting cements. Acta Odontologica Scandinavica 36: 45-49.
- Ott, L. 1988. An Introduction to Statistical Methods and Data Analysis. 3rd ed. Boston: PWS-KENT Publishing.
- Ottl, P., Hahn, L., Laucer, H.-CH., and Fay, M. 2002. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post system at monotonously increasing loads. Journal of Oral Rehabilitation 29: 175-183.
- Panitvisai, P., and Messer, H.H. 1995. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. Journal of Endodontics 21: 57-61.
- Pierrisnard, L., Bohin, F., Renault, P., and Barquins, M. 2002. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. The Journal of Prosthetic Dentistry 88: 442-448.
- Pitel, M.L., and Hicks, N.L. 2003. Evolving technology in endodontic posts. Compendium 24: 13-28.
- Purton, D.G., and Love, R.M. 1996. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. International Endodontic Journal 29: 262-265.
- Purton, D.G., and Payne, J.A. 1996. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. Quintessence International 27: 93-97.
- Purton, D.G., Love, R.M., and Chandler, N.P. 2000. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. Operative Dentistry 25: 223-227.
- Qualtrough, A.J.E., and Mannocci, F. 2003. Tooth-colored post systems: a review. Operative Dentistry 28: 86-91.
- Randow, K., and Glantz, P.O. 1986. On cantilever loading of vital and non-vital teeth: an experimental clinical study. Acta Odontologica Scandinavica 44: 271-277.
- Rasheed, A.A. 2005. Effect of bonding amalgam on the reinforcement of teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 93: 51-55.
- Reagan, S.E., Fruits, T.J., van Brunt, C.L., and Ward, C.K. 1999. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. Quintessence International 30: 61-67.
- Recherches Techniques Dentaires, RTD. (n.d.) Composipost. Clinical guidelines. France: Imprimeire du Pont de Claix.

- Recherches Techniques Dentaires, RTD. 1994. Composipost. Technical document.
France: Meylan Cedex.
- Reeh, E.S., Messer, H.H., and Douglas, W.H. 1989. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. Journal of Endodontics 15: 512-516.
- Reid, L.C., Kazemi, R.B., and Meiers, J.C. 2003. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. Journal of Endodontics 29: 125-131.
- Rivera, E., Yamauchi, G., Chandler, G., and Bergenholtz, G. 1988. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. Journal of Endodontics 14: 195-198.
- Robbins, J.W. 1990. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. Journal of the American Dental Association 120: 558-566.
- Rosen, H. 1961. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 11: 972-986.
- Rosen, H., and Partida-Rivera, M. 1986. Iatrogenic fracture of roots reinforced with a cervical collar. Operative Dentistry 11: 46-50.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F., and Crispin, B.J. 1998. Dental luting agents : a review of the current literature. The Journal of Prosthetic Dentistry 80: 280-301.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F., and Fujimoto, J.F. 2001. Section IV Clinical procedures. Chapter 31 Luting agents and cementation procedure. In Contemporary fixed prosthodontics, pp.765-771. 3rd ed. St. Louis: Mosby.
- Rosentritt, M., Furer, C., Behr, M., Lang, R., and Handel, G. 2000. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. Journal of Oral Rehabilitation 27: 595-601.
- Rosner, D. 1963. Function, placement, and reproduction of bevels for gold castings. The Journal of Prosthetic Dentistry 13: 1160-1166.
- Rovatti, L., Mason, P.N., and Dallari, A. 1998. The esthetical endodontic posts. Proceedings from the 2nd International Symposium, 1998 (March): pp.12-16. S. Margherita Ligure, Italy.

- Sakkal, S. 1998. Carbon-fiber post removal technique. Compendium 17 (Supplement 20): S86-S87.
- Santos, A.C., and Meiers, J.C. 1994. Fracture resistance of premolars with MOD amalgam restorations lined with amalgam bond. Operative Dentistry 19: 2-6.
- Saunders, W.P., and Saunders, E.M. 1994. Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. Endodontics & Dental Traumatology 10: 105-108.
- Saupe, W.A., Gluskin, A.H., and Radke, Jr., R.A. 1996. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. Quintessence International 27: 483-491.
- Sedgley, C.M., and Messer, H.H. 1992. Are endodontically treated teeth more brittle? Journal of Endodontics 18: 332-335.
- Sidoli, G.E., King, P.A., and Setchell, D.J. 1997. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. The Journal of Prosthetic Dentistry 78: 5-9.
- Sirimai, S., Riis, D.N., and Morgano, S.M. 1999. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 81: 262-269.
- Smith, C.T., Schuman, N.J., and Wasson, W. 1998. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. Quintessence International 29: 305-312.
- Sokol, D.J. 1984. Effective use of current core and post concepts. The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 231-234.
- Sorensen, J.A., and Engelman, M.J. 1990a. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 63: 529-536.
- Sorensen, J.A., and Engelman, M.J. 1990b. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 64: 419-424.
- Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. 1984a. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 51: 780-784.

- Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. 1984b. Clinically significant factors in dowel design. The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 28-35.
- Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. 1985. Endodontically treated teeth as abutments. The Journal of Prosthetic Dentistry 53: 631-636.
- Standlee, J.P., and Caputo, A.A. 1992. Endodontic dowel retention with resinous cements. The Journal of Prosthetic Dentistry 68: 913-917.
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., and Hanson, E.C. 1978. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter, and design. The Journal of Prosthetic Dentistry 39: 401-405.
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., and Holcomb, J.P. 1982. The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. Journal of Oral Rehabilitation 9: 23-33.
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W., and Pollack, M.H. 1972. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics 33: 952-960.
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J., and Trabert, K.C. 1980. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. The Journal of Prosthetic Dentistry 44: 398-404.
- Stem, N., and Hirshfeld, Z. 1973. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry 30: 162-165.
- Stewardson, D.A. 2003. Fibre-based post systems: a review of the literature. British Dental Journal 195: 37.
- Stewart, G.P., Jain, P., and Hodges, J. 2002. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry 88: 277-284.
- Stockton, L.W. 1999. Factors affecting retention of post systems: a literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry 81:380-385.
- Stockton, L., Lavelle, C.L.B., and Suzuki, M. 1998. Are posts mandatory for the restoration of endodontically treated teeth? Endodontics & Dental Traumatology 14: 59-63.

- Summitt, J.B., Robbins, J.W., and Schwartz, R.S. 2001. Chapter 21 Restoration of endodontically treated teeth. In Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach, pp.546-566. Chicago: Quintessence Publishing.
- Tidmarsh, B.G. 1976. Restoration of endodontically treated posterior teeth. Journal of Endodontics 2: 374-375.
- Tjan, A.H., and Nemetz, H. 1992. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with adhesive composite resin cement. Quintessence International 23: 839-844.
- Tjan, A.H.L., and Whang, S.B. 1985. Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. The Journal of Prosthetic Dentistry 53: 496-500.
- Torbjorner, A., Karlsson, S., and Odman, P.A. 1995. Survival rate and failure characteristics for two post designs. The Journal of Prosthetic Dentistry 73: 439-444.
- Torbjorner, A., Karlsson, S., Syverud, M., and Hensten-Pettersen, A. 1996. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. European Journal of Oral Sciences 104: 605-611.
- Trabert, K.C., and Cooney, J.P. 1984. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. The Dental Clinics of North America 28: 923-951.
- Trabert, K.C., Caputo, A.A., and Abou-Rass, M. 1978. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. Journal of Endodontics 4: 341-345.
- Trope, M., Maltz, D.O., and Tronstad, L. 1985. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endodontics & Dental Traumatology 1: 108-111.
- Trushkowsky, R.D. 1996. Coronoradicular rehabilitation with a carbon-fiber post. Compendium 17: 74-79.
- van Noort, R. 2002. Chapter 2.3 Glass-ionomer cements and resin-modified glass – ionomer cements, Chapter 2.5 Enamel and dentin bonding, Chapter 2.6 Endodontic materials, and Chapter 3.6 Luting agents. Introduction to dental materials, pp.124-140., 170-178., and 257-278. 2nd ed. Edinburgh: Mosby.

- Vichi, A., Grandini, S., Davidson, C.L., and Ferrari, M. 2002. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. Dental Materials 18: 495-502.
- Walker, M.P., Wang, Y., Swafford, J., Evans, A., and Spencer, P. 2000. Influence of additional acid etch treatment on resin cement dentin infiltration. Journal of Prosthodontics 9: 77-81.
- Yaman, P., and Thorsteinsson, T.S. 1992. Effect of core materials on stress distribution of posts. The Journal of Prosthetic Dentistry 68: 416-420.
- Yaman, S.D., Alacam, T., and Yaman, Y. 1998. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. Journal of Endodontics 24: 107-111.
- Zhi-Yue, L., Yu-Xing, Z. 2003. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. The Journal of Prosthetic Dentistry 89: 368-373.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก.
วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

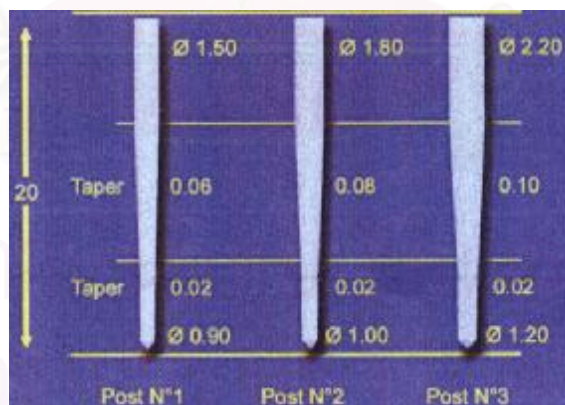
D.T. Light Post®

เป็นการนำเส้นใยควอทซ์ที่ได้รับยึดและเรียงตัวทางเดียว (unidirectional, pretensed quartz fibers) ฝังในเรซินเมทริกซ์ ซึ่งมีลักษณะเป็นทรงสอบ โปรงแสง และทึบรังสี มี 3 ขนาด (ภาพที่ 25) คือ

-เดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 1 มีความสอบส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 0.06 และ 0.02 ตามลำดับ และมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเดือยเส้นใยส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 1.5 และ 0.9 มิลลิเมตรตามลำดับ

-เดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 2 มีความสอบส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 0.08 และ 0.02 ตามลำดับ และมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเดือยเส้นใยส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 1.8 และ 1.0 มิลลิเมตรตามลำดับ

-เดือยเส้นใยควอทซ์เบอร์ 3 มีความสอบส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 0.10 และ 0.02 ตามลำดับ และมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเดือยเส้นใยส่วนต้นและส่วนปลายเท่ากับ 2.2 และ 1.2 มิลลิเมตรตามลำดับ



ภาพที่ 25 เดือยเส้นใยควอทซ์ขนาดต่างๆ

ส่วนประกอบ

เส้นใยควอทซ์ ร้อยละ 60 โดยปริมาตร

อีพอกซีเรซิน ร้อยละ 40 โดยปริมาตร

คุณสมบัติโดยทั่วไป

กำลังตัดขวาง	1600	กิกะปาสคาล
ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น	15	กิกะปาสคาล (ที่มุม 30 องศา)
กำลังดึง	2200	เมกะปาสคาล

All-Bond®2

เป็นระบบสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี มีสารไพรเมอร์ที่ขอบปากท่อให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาคกับเนื้อฟันเกิดความแข็งแรงพันธะเฉือน (shear bond strength) มากกว่า 30 เมกะปาสคาล นอกจากนี้ All-Bond®2 สามารถเกิดพันธะกับโลหะผสมและอะมัลกัม

ส่วนประกอบ*Uni-etch*

Phosphoric acid ความเข้มข้นร้อยละ 32

Primer A

Na-N-totylglycine glycidylmethacrylate	ร้อยละ	1-5
อะซีโตน	ร้อยละ	60-99
เอธานอล	ร้อยละ	10-30

Primer B

Biphenyl dimethacrylate	ร้อยละ	8-30
อะซีโตน	ร้อยละ	60-99
เอธานอล	ร้อยละ	10-30

D/E resin

Bisphenol A diglycidylmethacrylate	ร้อยละ	15-40
Urethane dimethacrylate	ร้อยละ	15-40
Hydroxyethyl methacrylate	ร้อยละ	15-40

Pre-Bond Resin

Bisphenol A diglycidylmethacrylate	ร้อยละ	40-60
Triethyleneglycol dimethacrylate	ร้อยละ	30-50
Benzoyl peroxide	ร้อยละ	1-3

LuxaCore®Automix Dual

เป็นเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี

ส่วนประกอบ

แก้วแบเรียม (barium glass (silan.)) ร้อยละ 69 ไพโรอกซิลิกา (pyrog. silica (silan.)) ร้อยละ 3 ในเรซินเมทริกซ์ซึ่งเป็นปียีเอ็มเอ โดยมีวัสดุอัดแทรก (filler) ขนาด 0.02-4 ไมโครเมตร ร้อยละ 49 โดยปริมาตร

ข้อบ่งใช้

สำหรับก่อแกนฟัน มีคุณสมบัติตามข้อกำหนด ISO 4049:2000 ชนิดที่ 2 ประเภทที่ 3 และสามารถใช้ในการยึดติดได้ (Reality, 2002)

คุณสมบัติเด่น

1. ส่วนผสมเป็นเนื้อเดียวกัน และมีสัดส่วนที่แน่นอน
2. เข้าถึงตำแหน่งที่ต้องการใช้
3. กรอแต่งเหมือนเนื้อฟัน
4. ปลดปล่อยฟลูออไรด์ ช่วยป้องกันการผุต่อ
5. สามารถก่อแกนฟันในครั้งเดียว เนื่องจากเป็นวัสดุชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี จึงประหยัดเวลาในการทำงาน
6. ทึบรังสี

ข้อมูลทางเทคนิค

ระยะเวลาในการทำงาน	1.30	นาที
ระยะเวลาก่อตัว	5.00	นาที
กำลังอัด	300	เมกะปาสคาล
กำลังตัดขวาง	120	เมกะปาสคาล
กำลังดึงตามเส้นผ่าศูนย์กลาง	60	เมกะปาสคาล
การดูดซึบน้ำสูงสุด	25	ไมโครกรัมต่อตารางมิลลิเมตร

DuoLink™ Composite luting cement

เป็นคอมโพสิตซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมี ใช้ร่วมกับกับระบบสารยึด มีคุณสมบัติที่บ่งชี้ ใช้ในการยึดชิ้นงานที่ทำมาจากเซรามิกล้วน คอมโพสิต และเดือยเส้นใยที่มีแสงผ่านได้

ส่วนประกอบ

Bisphenol A diglycidyl methacrylate	ร้อยละ	5-30
Triethyleneglycol dimethacrylate	ร้อยละ	5-20
Glass filler	ร้อยละ	50-80
Urethane dimethacrylate (base only)	ร้อยละ	5-15

ข้อมูลทางเทคนิค

ที่อุณหภูมิห้อง (22°C/72°F)

ระยะเวลาในการทำงาน	3.30	นาที (±30 วินาที)
ระยะเวลาก่อตัว	6.30	นาที (± 1 นาที)

Porcelain Primer

เป็นสารควบไซเลนในแอลกอฮอล์และอะซิโตน ช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างพอร์เลนกับคอมโพสิต สารไซเลนเป็นโมโนเมอร์ที่ประกอบด้วยกลุ่มไซเลนอล (silanol group) และกลุ่มเมทาคริเลต (methacrylate group) โดยกลุ่มไซเลนอลทำปฏิกิริยากับพื้นผิวพอร์เลน และกลุ่มเมทาคริเลตเกิดปฏิกิริยาโคโพลิเมอร์กับส่วนเรซินเมทริกซ์ของคอมโพสิต

ส่วนประกอบ

สารไซเลน	ร้อยละ	1-10
เอทานอล	ร้อยละ	30-70
อะซิโตน	ร้อยละ	30-70

ข้อบ่งใช้

ใช้ในการเตรียมพื้นผิวพอร์เลนที่มีซิลิกาเป็นส่วนประกอบพื้นฐานก่อนการยึดติดกับคอมโพสิต

Porcelain Etchant

เป็นเจลกรดไฮดรอฟลูอริกที่มีความเข้มข้นร้อยละ 4 ช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างพอร์เลนกับคอมโพสิตโดยการเพิ่มพื้นที่ผิวยึดติดของพอร์เลน มีประสิทธิภาพเหมือนการเป่าทราย แต่ให้ประสิทธิภาพและควบคุมได้ดีกว่าการเป่าทราย

ข้อบ่งใช้

ใช้กัดผิวพอร์เลนก่อนการยึดชิ้นงานพอร์เลน (วีเนียร์, อินเลย์, ออนเลย์ และเดือย) หรือการซ่อมวัสดุบูรณะที่เป็นพอร์เลน

TESCERA™ Clear Matrix PVS

เป็นโพลีไวนิลซิลิโคนชนิดใส แสงสามารถผ่านได้ โดยคอมโพสิตชนิดปัมต์ัวด้วยแสงอาจเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ได้บางส่วน

ส่วนประกอบ

Vinyl Dimethylpolysiloxane ร้อยละ 50-85

Amorphous Silica ร้อยละ 15-30

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ข.
ข้อมูลดิบ

ตารางที่ 6 แสดงความยาวของรากฟันและความกว้างของรากฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง
(หน่วยวัดเป็นมิลลิเมตร)

กลุ่มที่ 1		กลุ่มที่ 2		กลุ่มที่ 3		กลุ่มที่ 4		กลุ่มที่ 5	
ความยาว	ความกว้าง	ความยาว	ความกว้าง	ความยาว	ความกว้าง	ความยาว	ความกว้าง	ความยาว	ความกว้าง
12.4	9.3	11.5	8.3	14.3	9.0	13.0	8.7	12.0	9.1
12.7	8.0	12.8	8.5	12.2	8.8	13.4	9.5	11.8	9.5
12.0	9.0	12.2	8.3	13.6	8.9	12.3	8.1	12.8	9.0
13.0	8.5	13.3	8.5	11.0	8.4	12.0	8.4	14.3	9.0
11.0	8.9	12.5	8.8	12.2	8.6	13.7	8.2	12.5	8.2
				12.4	7.8	12.3	8.4	15.0	8.1
				13.1	8.3	13.5	9.1	12.4	8.5
				12.2	8.3	13.5	8.5	13.6	9.1
				13.2	8.9	12.2	8.0	11.4	8.5
				12.1	7.7	12.0	8.3	13.3	8.3

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 7 แสดงค่าแรงสูงสุดของซีฟันทดสอบแต่ละกลุ่ม

ซีฟันทดสอบ \ กลุ่มที่	1	2	3	4	5
1	228.1	270.1	270.1	194.5	180.8
2	243.4	299.8	272.4	225.8	293.7
3	211.3	370.8	114.4	210.6	220.0
4	273.1	257.1	185.4	278.5	266.3
5		254.1	181.6	266.3	183.1
6			217.4	204.5	167.1
7			183.9	206.0	221.3
8			223.5	251.8	257.1
9			102.2	154.9	157.2
10			239.6		334.9
ค่าเฉลี่ย	238.975	290.380	199.050	221.433	228.350
ค่าเบี่ยงเบน	26.257	48.454	57.997	38.738	58.787

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

เรืออากาศโทหญิง ณัฐรีณี จิตต์จรัส สัญชาติไทย เชื้อชาติไทย เกิดเมื่อวันที่ 29 กันยายน 2517 ณ กรุงเทพมหานคร จบการศึกษาระดับปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต พ.ศ. 2541 จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และเข้ารับราชการในกองทัพอากาศ กระทรวงกลาโหมในตำแหน่งทันตแพทย์ โรงพยาบาลกองบิน 46 อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก ในปี 2541-2542 และโรงพยาบาลจันทบุคเษา อำเภอกำแพงแสน จังหวัดนครปฐม ในปี 2542-ปัจจุบัน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย