ผลของเรซินโคตทิงที่มีต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

นายกฤษณะ บัญญัติศรีสกุล

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2556
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย
The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

EFFECT OF RESIN COATING ON TENSILE BOND STRENGTH BETWEEN RESIN CEMENTS AND DENTIN

Mr. Krissana Banyatsrisakul

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry
Chulalongkorn University
Academic Year 2013
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ผลของเรซินโคตทิงที่มีต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน
โดย	นายกฤษณะ บัญญัติศรีสกุล
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. นิยม ธำรงค์อนันต์สกุล

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. สุชิต พูลทอง)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. มรกต เปี่ยมใจ)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. นิยม ธำรงค์อนันต์สกุล)

....กรรมการ

(อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร. วัชรศักดิ์ ตุมราศวิน)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. วัลลภัทน์ แสนทวีสุข)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

กฤษณะ บัญญัติศรีสกุล : ผลของเรซินโคตทิงที่มีต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน. (EFFECT OF RESIN COATING ON TENSILE BOND STRENGTH BETWEEN RESIN CEMENTS AND DENTIN) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ทพ. ดร. นิยม ธำรงค์อนันต์สกุล, 89 หน้า.

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของเรซินโคตทิงต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน โดยใช้เรซินโคตทิง 1 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ ไฮบริดโคต และเรซินซีเมนต์ 2 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ พานาเวียเอฟทูและซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี การทดสอบกำลังแรงยึดดึง ฟันกรามมนุษย์จำนวน 40 ซี่ ถูกตัดด้านบดเคี้ยวในแนวระนาบเพื่อเผยให้เห็นเนื้อฟันด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ จากนั้นขัดผิวเนื้อฟันด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ความละเอียด 600 กริท แบ่งฟันเป็น 4 กลุ่มได้แก่ 1) เนื้อฟันที่ไม่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู 2) เนื้อฟันที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู 3) เนื้อฟันที่ไม่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี และ 4) เนื้อฟันที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี เก็บชิ้นงานทั้งหมดไว้ภายใต้ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง นำชิ้นงานมาเตรียมเป็น รูปมินิดัมเบลล์ (10 ชิ้นตัวอย่างต่อกลุ่มการทดสอบ) และทดสอบกำลังแรงยึดดึงด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล ด้วยความเร็วหัวจับ 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที บันทึกค่ากำลังแรงยึดดึงเป็นหน่วยเมกะปาสคาลนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว นำชิ้นทดสอบที่ผ่านการทดสอบไปตรวจสอบรูปแบบความล้มเหลวด้วย กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ผลการทดสอบ กำลังแรงยึดดึงของกลุ่มที่ 1 และ 2 มีค่าเท่ากับ 9.59 ±3.65 และ 5.54±2.07 เมกะปาสคาล ตามลำดับ ส่วนกลุ่ม 3 และ 4 มีค่าเท่ากับ 17.03±2.93 และ 8.81 ±3.85 เมกะปาสคาล ตามลำดับ วิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวพบว่ากำลังแรงยึดดึงของกลุ่มที่ 3 มีค่าสูงที่สุดและแตกต่างจากกลุ่มที่เหลืออีก 3 กลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และกำลังแรงยึดดึงของกลุ่มที่ 1 และ 2 แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ส่วนกำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มที่ 1 กับกลุ่มที่ 4 และกำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มที่ 2 กับกลุ่มที่ 4 แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ความล้มเหลวของชิ้นทดสอบ พบว่าร้อยละ 70 ของกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 3 เกิดระหว่างชั้นยึดโดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลือบนเนื้อฟันขณะที่ร้อยละ 60 ของกลุ่มที่ 2 และร้อยละ 70 ของกลุ่มที่ 4 เกิดระหว่างชั้นเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์เหลือบนชั้นเรซินโคตทิง สรุปได้ว่ากำลังแรงยึดดึงของเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี และพานาเวียเอฟทูมีค่าสูงกว่ากลุ่มเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบด้วย เรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยเรซินซีเมนต์ทั้งสองชนิด

ภาควิชา ทันตกรรมประดิษฐ์ ลายมือชื่อนิสิต ....

สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์ ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ....

ปีการศึกษา 2556

5376101032 : MAJOR PROSTHODONTICS
KEYWORDS: MINI-DUMBELL / RESIN CEMENT / RESIN COATING / TENSILE BOND STRENGTH

KRISSANA BANYATSRISAKUL: EFFECT OF RESIN COATING ON TENSILE BOND STRENGTH BETWEEN RESIN CEMENTS AND DENTIN. ADVISOR: ASST. PROF. NIYOM THAMRONGANANSKUL, Ph.D., 89 pp.

The objective of this study was to evaluate the effect of a resin coating on tensile bond strength (TBS) between resin cements and dentin by using a product of resin coating: Hybrid coat and 2 products of resin cement : Panavia F 2.0 and Superbond C&B. For TBS test, 40 extracted human molars were ground to flatten dentin surface using low speed cutting machine and finished by 600-grit silicon carbide paper. The teeth were divided into 4 groups; 1) fresh dentin without coating was bonded with Panavia F 2.0, 2) dentin was coated by resin coating and bonded with Panavia F 2.0, 3) fresh dentin without coating was bonded with Superbond C&B, and 4) dentin was coated by resin coating and bonded with Superbond C&B. After storage at 100% relative humidity and 37°C for 24 hours, all bonded teeth were prepared to mini-dumbbell specimens. The tensile bond strength was performed using universal testing machine at cross-head speed 0.5 mm/min. Data were statistically analyzed by one-way ANOVA. The failure mode was determined under scanning electron microscope. Results : The tensile bond strengths of group 1 and 2 were 9.59 ± 3.65 and 5.54 ±2.07 MPa, respectively. While those of group 3 and 4 were 17.03 ± 2.93 and 8.81 ± 3.85 MPa, respectively. The highest tensile bond strength was found in group 3 and it was significantly different to other three groups ($p<0.05$). The tensile bond strengths between group 1 and 2 were significantly different ($p<0.05$). On the other hand, there was no significant difference between bond strengths of group 1 and 4 as well as between group 2 and 4 ($p>0.05$). For failure mode, 70% of specimens in group 1 and group 3 showed partial adhesive failure with remnants of resin cement remained on dentin surface. While 60% of specimens in group 2 and 70% of those in group 4 demonstrated partial adhesive failure with remnants of resin cement on coated dentin surface. Conclusion: Both Panavia F 2.0 and Superbond C&B showed higher tensile bond strength on fresh dentin than coated dentin.

Department:	Prosthodontics	Student's Signature	....
Field of Study:	Prosthodontics	Advisor's Signature	....
Academic Year:	2013		

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.นิยม ธำรงอนันต์สกุล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาสละเวลาให้คำแนะนำต่างๆที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการทำงานวิจัยในครั้งนี้ และช่วยแก้ไขวิทยานิพนธ์จนสำเร็จ

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.มรกต เปี่ยมใจ อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร.วัชรศักดิ์ ตุมราศวิน อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. วัลลภัทน์ แสนทวีสุข ที่กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย

ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในศูนย์ทันตวัสดุ และศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกตลอดระยะเวลาการทำงานวิจัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย....ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.... จ
กิตติกรรมประกาศ.... ฉ
สารบัญ.... ช
สารบัญรูปภาพ.... ฌ
สารบัญตาราง....ฎ
บทที่ 1 บทนำ 1
ที่มาและความสำคัญของปัญหา.... 1
คำถามการวิจัย 5
วัตถุประสงค์การวิจัย 5
สมมติฐานการวิจัย.... 6
กรอบแนวคิดในการวิจัย 7
ขอบเขตการวิจัย.... 8
ข้อตกลงเบื้องต้น 8
ข้อจำกัดของการวิจัย.... 8
คำจำกัดความ.... 9
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 9
การออกแบบการวิจัย 9
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 10
เรซินซีเมนต์ 10
เนื้อฟัน 23
เรซินโคตทิง.... 25
การทดสอบกำลังแรงยึด 30
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย.... 39
ประชากร (Population).... 39
กลุ่มตัวอย่าง (Sample) 39
ตัวแปรที่ใช้ในงานวิจัย 39

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

หน้า

วัสดุที่ใช้ในการวิจัย 40
อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง 41
วิธีดำเนินการวิจัย 52
ขั้นตอนที่ 1 เตรียมเนื้อฟันทดสอบและแท่งเรซินคอมโพสิต 53
ขั้นตอนที่ 2 เคลือบเนื้อฟันทดสอบด้วยเรซินโคตทิง 54
ขั้นตอนที่ 3 ยึดแท่งเรซินคอมโพสิตและเนื้อฟันทดสอบด้วยเรซินซีเมนต์ 55
ขั้นตอนที่ 4 การเตรียมชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์และการทดสอบกำลังแรงยึดดึง 56
ขั้นตอนที่ 5 การศึกษารูปแบบความล้มเหลว 58
การวิเคราะห์ข้อมูล (Data analysis) 59
บทที่ 4 ผลการทดสอบและการวิเคราะห์ข้อมูล 66
ตอนที่ 1 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันแต่ละกลุ่ม 66
ตอนที่ 2 ผลการศึกษารูปแบบความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันแต่ละกลุ่ม 68
บทที่ 5 อภิปรายผลและสรุปผลการวิจัย 72
อภิปรายผล 72
สรุปผลการวิจัย 77
การประยุกต์ใช้ทางคลินิก 77
ภาคผนวก 78
รายการอ้างอิง 88
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 94

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ หน้า

รูปที่ 1 แสดงกรอบแนวคิดในการวิจัย 7

รูปที่ 2 แสดงเรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดโคต 45

รูปที่ 3 แสดงเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟทู 45

รูปที่ 4 แสดงเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี 46

รูปที่ 5 แสดงเรซินคอมโพสิต 46

รูปที่ 6 แสดงแผ่นพลาสติกใสหนา 2 มิลลิเมตร 47

รูปที่ 7 แสดงกาวยึดโมเดลรีแพร์ 47

รูปที่ 8 แสดงเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ 48

รูปที่ 9 แสดงเครื่องทดสอบแรงแบบสากล 48

รูปที่ 10 แสดงเวอร์เนียแคลิปเปอร์ดิจิตอล 49

รูปที่ 11 แสดงเครื่องฉายแสงชนิดชนิดแอลอีดี (LED) 49

รูปที่ 12 แสดงตู้ควบคุมอุณหภูมิ 50

รูปที่ 13 แสดงเครื่องเคลือบชิ้นตัวอย่างด้วยอนุภาคทอง 50

รูปที่ 14 แสดงกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด 51

รูปที่ 15 แสดงขนาดของชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ 56

รูปที่ 16 แสดงขั้นตอนการยึดชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์เข้ากับแผ่นพลาสติก 57

รูปที่ 17 แสดงการยึดฟันลงในแท่นหล่ออิพอกซีเรซิน 60

รูปที่ 18 แสดงการตัดฟันด้านบดเคี้ยวในแนวตั้งฉากกับแนวแกนฟัน 60

รูปที่ 19 แสดงการกำหนดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์โดยใช้เทปกาวหน้าเดียวที่มีความหนาประมาณ 80 ไมโครเมตร 61

รูปที่ 20 แสดงการกดแท่งคอมโพสิตด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม ระหว่างการยึดแท่งเรซินคอมโพสิตกับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์ 61

รูปที่ 21 แสดงชิ้นทดสอบที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์แล้ว 62

รูปที่ 22 แสดงแม่แบบโลหะมินิดัมเบลล์ 62

รูปที่ 23 แสดงการวางแม่แบบบนชิ้นทดสอบเพื่อวาดแบบมินิดัมเบลล์ลงบนชิ้นทดสอบ 63

รูปที่ 24 แสดงชิ้นทดสอบที่ผ่านการกรอแต่งให้เป็นรูปมินิดัมเบลล์ด้วยเครื่องกรอฟันชนิดความเร็วสูง 63

รูปที่ 25 แสดงการยึดปลายชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ทั้งสองข้างกับแผ่นพลาสติก 64

รูปที่ 26 แสดงชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ที่ยึดกับแผ่นพลาสติกแล้ว.. 64
รูปที่ 27 ภาพสรุปขั้นตอนการเตรียมชิ้นทดสอบและการทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึง 65
รูปที่ 28 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยพานาเวียเอฟทู 70
รูปที่ 29 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยพานาเวียเอฟทู 70
รูปที่ 30 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี... 71
รูปที่ 31 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อเคลือบด้วยเรซิน โคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี 71

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

1. แสดงรายละเอียดของวัสดุที่ใช้ในงานวิจัย 42
2. แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน 66
3. แสดงความล้มเหลวภายหลังการทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน 68

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 1
บทนำ

ที่มาและความสำคัญของปัญหา

การกรอเตรียมฟันธรรมชาติเพื่อรองรับชิ้นงานบูรณะ จะทำให้เกิดการเผยผึ่งของท่อเนื้อฟัน (dentinal tubules) จำนวนมาก โดยการกรอเตรียมฟันเพื่อรองรับครอบฟันกราม 1 ซี่ เมื่อกรอฟันเสร็จจะมีพื้นที่ผิวของเนื้อฟันประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร[1] และมีจำนวนท่อเนื้อฟัน 19,000-45,000 ท่อ/ตารางมิลลิเมตร[2] ดังนั้น ประมาณได้ว่าในการทำครอบฟันกราม 1 ซี่ จะมีการเผยของท่อเนื้อฟันมากกว่า 2,000,000 ท่อ ซึ่งภายในท่อเนื้อฟันจะประกอบไปด้วยส่วนยื่นของเซลล์สร้างเนื้อฟัน (odontoblastic process) และของเหลว (dentinal fluid) ตามทฤษฎีไฮโดรไดนามิก (hydrodynamic theory)[3] การเผยของท่อเนื้อฟันจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของของเหลวภายในท่อและเกิดการกระตุ้นเส้นใยประสาทบริเวณพรีเดนทีน (pre-dentin) ผ่านทางส่วนยื่นของเซลล์สร้างเนื้อฟัน ทำให้เกิดอาการเสียวและปวดฟัน นอกจากนี้การเผยของเนื้อฟันยังส่งผลต่อสภาพซึมผ่านได้ของเนื้อฟัน (dentin permeability) โดยพบว่าเมื่อกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer) ออกแล้ว สภาพซึมผ่านได้ของเนื้อฟันจะมีค่าเพิ่มขึ้นโดยเฉพาะในเนื้อฟันบริเวณที่ถูกกรอจนใกล้ถึงโพรงเนื้อเยื่อใน (pulp cavity) ซึ่งจะส่งผลต่อการตอบสนองของเนื้อเยื่อในของฟัน (dental pulp) แล้วยังส่งผลต่อการยึดอยู่ของครอบฟันด้วย

การกรอเตรียมฟันในบริเวณเนื้อฟันลึก ๆ แบคทีเรียสามารถแทรกซึมเข้าสู่เนื้อฟันและเนื้อเยื่อในของฟันได้ Bender และคณะ[4] ทดลองกรอเตรียมฟันของสุนัขและลิงบริเวณใกล้โพรงเนื้อเยื่อในจำนวน 39 ซี่ พบว่าสามารถตรวจพบแบคทีเรียที่แทรกซึมเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในได้ถึง 12 ซี่ และถ้าตรวจพบแบคทีเรียในท่อเนื้อฟันก็จะสามารถตรวจพบแบคทีเรียในโพรงเนื้อเยื่อในด้วยอนึ่ง หากใช้กระบวนการที่มีแรงกดบนเนื้อฟันร่วมด้วย เช่น การกดชิ้นออนเลย์ การพิมพ์แบบ ก็จะส่งเสริมให้แบคทีเรียสามารถรุกล้ำเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในได้ง่ายยิ่งขึ้น ซึ่งแบคทีเรียเหล่านี้อาจทำให้เกิดการอักเสบภายในเนื้อเยื่อในของฟันขึ้นได้ ดังนั้นเมื่อกรอฟันธรรมชาติที่ยังมีชีวิตและอยู่ระหว่างรอการบูรณะชนิดถาวร ควรป้องกันโดยการอุดปิดหรือใส่ครอบฟันชั่วคราว เพื่อป้องกันอาการปวด

การติดเชื้อ เพื่อความสวยงาม และให้ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้ตามปกติ ซึ่ง Ehrenberg และคณะ[5] ได้ศึกษาช่องว่าง (gap) ระหว่างครอบฟันชั่วคราวชนิดอะคริลิกเรซินที่สวมบนแบบถอดโลหะ (metal die) พบว่ามีช่องว่างกว้างตั้งแต่ 43.9 ถึง 548.9 ไมโครเมตร ซึ่งสามารถเกิดการรั่วซึมได้แม้จะใช้ซีเมนต์ชั่วคราวในการยึดแล้วก็ตาม

Pashley และคณะ[6] จึงได้สนใจศึกษาการใช้สารยึด (bonding agent) เคลือบลงบนเนื้อฟันทันทีที่ถูกกรอเพื่อรองรับครอบฟัน พบว่าสภาพซึมผ่านได้ของเนื้อฟันมีค่าลดลงในฟันที่ถูกเคลือบเนื้อฟัน ผู้วิจัยแนะนำให้ใช้สารยึดเคลือบลงบนเนื้อฟันทันทีหลังจากการกรอเตรียมฟัน เพื่อช่วยปกป้องเนื้อเยื่อในของฟันและป้องกันการแทรกซึมจากแบคทีเรียซึ่งอาจเกาะอยู่บนเนื้อฟันภายใต้การรั่วซึมของครอบฟันชั่วคราวเพราะสารยึดมีประสิทธิภาพของการผนึก (seal) เนื้อฟันในระยะยาว

Inokoshi และคณะ[7] พบว่ากลุ่มที่เนื้อฟันผ่านการเคลือบด้วยสารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ (low viscosity resin composite) ในระยะสั้น (3 วัน) มีภาวะเลือดคั่งของเนื้อเยื่อใน (pulp hyperemia) ต่ำที่สุดแม้ว่าจะมีความหนาของเนื้อฟันน้อยที่สุด ขณะที่ในระยะยาว (90 วัน) พบว่ามีการสร้างเนื้อฟันเพิ่มขึ้นเพื่อต่อต้านสิ่งระคายเคือง และยังพบว่าในฟันที่มีการทะลุของโพรงเนื้อเยื่อใน รูทะลุมีขนาดเล็กลงและไม่พบกระบวนการอักเสบของเนื้อเยื่อในฟัน ผู้วิจัยแนะนำว่าการเคลือบเนื้อฟันด้วยสารยึดทันทีหลังจากกรอฟันเป็นวิธีที่มีประโยชน์สำหรับการบูรณะฟันด้วยชิ้นงานที่ผลิตจากห้องปฏิบัติการ ซึ่งช่วยลดการระคายเคืองของเนื้อเยื่อในของฟันจากสิ่งกระตุ้นเชิงกลระหว่างการอุดหรือรื้อวัสดุชั่วคราว อุณหภูมิ สารเคมีและแบคทีเรียจากขั้นตอนการพิมพ์แบบ การใส่วัสดุชั่วคราวและการยึดซีเมนต์ถาวร และยังช่วยผนึกรูทะลุโพรงเนื้อเยื่อในขนาดเล็กซึ่งมีโอกาสติดเชื้อระหว่างขั้นตอนต่าง ๆ ได้ การใช้สารเรซินเคลือบลงบนเนื้อฟันทันทีหลังจากการกรอเตรียมฟัน[7] เรียกว่า เรซินโคตทิง (resin coating) หรือการผนึกเนื้อฟันทันที (immediate dentin sealing)[8] ซึ่งเคลือบเนื้อฟันหลังจากทำการเตรียมโพรงฟันแล้ว และก่อนการพิมพ์แบบ

จากการศึกษาเกี่ยวกับกำลังแรงยึดเมื่อมีการใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ ผลการศึกษาส่วนใหญ่พบว่าการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงทันทีหลังกรอแต่ง

ฟัน ทำให้กำลังแรงยึดมีค่าสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มเนื้อฟันที่ไม่ได้ผ่านการเคลือบ โดยการศึกษาของ Kitasako และคณะ[9] ทำการทดลองในฟันวัว พบว่าการเคลือบเนื้อฟันด้วยสารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ แล้วยึดด้วยเรซินซีเมนต์แบบเซลฟ์แอดฮีซีฟ ให้ค่ากำลังแรงยึดที่สูงเทียบเท่าเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B) และสูงกว่าเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์พานาเวียทเวนตีวัน (Panavia 21) ทั้งในระยะสั้นและระยะยาวเป็นเวลา 3 ปี อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยผู้วิจัยใช้วิธีการวัดค่ากำลังแรงยึดจากการดึงแท่งเรซินคอมโพสิตที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตรออกจากผิวเนื้อฟันวัวโดยตรง Nikaido และคณะ[10] ทดลองโดยเตรียมชิ้นทดสอบรูปนาฬิกาทราย (hourglass) ก็ได้ผลการทดลองไปในทางเดียวกัน คือ การเคลือบเนื้อฟันด้วย เรซินโคตทิงชนิดสารยึดแบบขั้นตอนเดียว ช่วยเพิ่มกำลังแรงยึดระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน Islam และคณะ[11] ใช้ชิ้นทดสอบรูปแท่ง (stick) ขนาดพื้นที่ผิวบริเวณยึด 1 ตารางมิลลิเมตร เพื่อศึกษากำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค (microtensile) ของการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดบอนด์ (Hybrid bond) พบว่าการใช้เรซินโคตทิงสามารถเพิ่มค่ากำลังแรงยึดระดับจุลภาคของเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์เคมิเอซทู (Chemiace II) กับเนื้อฟันได้ Duarte และคณะ[12] ศึกษาผลของเรซินโคตทิงระยะยาวในฟันวัวโดยยึดกับแท่งเรซินคอมโพสิตขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตรที่มีห่วงลวด (wire loop) ทดสอบแรงยึดดึงโดยดึงแท่งเรซินคอมโพสิตจากเนื้อฟัน ศึกษาผลของการเคลือบเนื้อฟันที่ระยะเวลาต่างๆ ได้แก่ 10 นาที 24 ชั่วโมง และ 12 เดือน พบว่ากลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงจะให้ค่ากำลังแรงยึดสูงกว่ากลุ่มฟันที่ไม่ได้เคลือบเนื้อฟันด้วยเรซิน โคตทิงทุกช่วงเวลาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ Okuda และคณะ[13] และ Sultana และคณะ[14] ศึกษาผลการเคลือบเนื้อฟันโดยใช้สารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ โดยเตรียมชิ้นทดสอบรูปนาฬิกาทราย พบว่ากลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันมีค่ากำลังแรงยึดดึงสูงกว่ากลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ Takahashi และคณะ[15] ได้ศึกษาการใช้เรซินโคตทิงโดยใช้ชิ้นทดสอบแท่งเรซินคอมโพสิตยึดกับเนื้อฟันเพื่อศึกษากำลังแรงยึดดึง พบว่าการใช้เรซินโคตทิงเคลือบบนเนื้อฟันสองชั้นจะช่วยเพิ่มแรงยึดระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันสูงกว่ากลุ่มฟันที่ไม่ได้ผ่านการเคลือบและเคลือบเพียงชั้นเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาอื่น ๆ ที่พบว่า

กำลังแรงยึดไม่เพิ่มขึ้นในกลุ่มฟันที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิง Jayasooriya และคณะ[16] ทำการศึกษาการใช้เรซินโคตทิง พบว่าถ้าใช้สารยึดผลิตภัณฑ์ซิงเกิลบอนด์ (Single bond) เคลือบเนื้อฟันก่อนจะให้ค่ากำลังแรงยึดดึงไม่แตกต่างกับกลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟัน โดยชิ้นทดสอบถูกเตรียมเป็นรูปร่างแบบนาฬิกาทราย โดยให้เหตุผลว่าซิงเกิลบอนด์เป็นสารยึดระบบกรดกัดแล้วล้างออกซึ่งต้องการเนื้อฟันที่ชื้นหมาด ๆ จึงเป็นการยากที่จะเตรียมเนื้อฟันให้เหมาะสมได้ Nikaido และคณะ[17] ศึกษาเรซินโคตทิงโดยใช้สารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ ยึดกับแท่งเรซินคอมโพสิตที่มีห่วงลวด ด้วยเรซินซีเมนต์ พบว่าการใช้เรซินโคตทิงไม่เพิ่มกำลังแรงยึดดึงของเรซินซีเมนต์บางชนิดได้แก่ บิสไทท์ทู (Bistite II) และรีลายเอ็กซ์ (Rely X) จะเห็นว่าการศึกษาการใช้เรซินโคตทิงและกำลังแรงยึด ยังให้ผลที่ขัดแย้งกันอยู่

การศึกษาเรซินโคตทิงที่ผ่านมามีการเตรียมชิ้นทดสอบในรูปทรงของชิ้นทดสอบที่แตกต่างกัน มีทั้งที่เป็นรูปแบบแท่ง (stick)[11, 18] และรูปนาฬิกาทราย (hourglass)[10, 13, 14, 16, 19-21] เพื่อทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค ซึ่งมีข้อต้องระวังอย่างยิ่ง คือ ไม่สามารถควบคุมให้แรงทดสอบลงบริเวณชั้นยึด (bonding area) ได้ และเกิดการแตกหักของชิ้นตัวอย่างระหว่างการเตรียมได้ ซึ่งถ้าเกิดขึ้นจริงมีความจำเป็นต้องรายงานไว้ในการศึกษาด้วยว่าเป็นร้อยละเท่าไรของชิ้นทดสอบที่นำมาศึกษา หากไม่เช่นนั้นเท่ากับว่าข้อมูลที่ได้อาจมีความลำเอียงได้ นอกจากนี้การทำชิ้นทดสอบจำนวนหลายชิ้นจากฟันซี่เดียวและขั้นตอนการทดลองเพียงครั้งเดียว ทำให้ได้ผลของการทดลองจากชิ้นงานที่เกิดจากปัจจัยเดียวกัน ข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์อาจไม่ได้ตรงตามความเป็นจริง และหลายการศึกษาใช้แท่งเรซินคอมโพสิตยึดกับเนื้อฟันโดยตรง เพื่อใช้ทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึงระดับมหภาคซึ่งจะเกิดการกระจายแรงไม่สม่ำเสมอ และเกิดรอยวิการในชิ้นงานได้สูง การวิจัยนำร่องของงานวิจัยครั้งนี้ได้เตรียมชิ้นทดสอบเป็นรูปมินิดัมเบลล์[22] โดยชิ้นทดสอบ 1 ชิ้น ได้จากฟัน 1 ซี่ และรูปร่างของชิ้นทดสอบสามารถควบคุมแรงที่กระทำให้ลงบริเวณชั้นยึดได้ ผลของค่ากำลังแรงยึดดึงที่ได้แตกต่างจากงานวิจัยที่ผ่านมา จึงเป็นที่น่าสังเกตว่าลักษณะรูปทรงของชิ้นทดสอบอาจเป็นปัจจัยสำคัญต่อค่ากำลังแรงยึด

ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินโคตทิงเกิดจากการรวมตัวของมอนอเมอร์เป็นสายโซ่โมเลกุลพอลิเมอร์ โดยปฏิกิริยาเคมีเปลี่ยนคาร์บอนพันธะคู่ (C=C) ให้เป็นคาร์บอนพันธะเดี่ยว (C-C) ดังนั้น เรซินโคตทิงที่เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์แล้วอาจไม่มีคาร์บอนพันธะคู่เหลืออยู่หรือเหลืออยู่น้อยมาก ซึ่งไม่น่าจะเกิดพันธะเคมีกับเรซินซีเมนต์ที่นำมายึดภายหลังได้ อีกทั้งงานวิจัยที่ผ่านมาทำการทดสอบกำลังแรงยึดของเรซินโคตทิงโดยใช้รูปแท่ง รูปนาฬิกาทราย และการทดสอบกำลังแรงยึดระดับมหภาค และไม่มีการรายงานความล้มเหลวก่อนการทดสอบ (pretest failure) จึงเกิดคำถามว่า "เรซินโคตทิงจะส่งผลต่อกำลังแรงยึดระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันหรือไม่หากใช้ชิ้นทดสอบที่สามารถกำหนดแรงให้ลงบริเวณชั้นยึดได้จริง"

คำถามการวิจัย

1. การใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์จะมีผลต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่
2. การใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันมีผลต่อรูปแบบความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงแตกต่างจากเนื้อฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงอย่างไร

วัตถุประสงค์การวิจัย

1. เพื่อเปรียบเทียบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบและไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิง
2. เพื่อศึกษารูปแบบความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงโดยภาพอิเล็กตรอนแบบส่องกราด

สมมติฐานการวิจัย

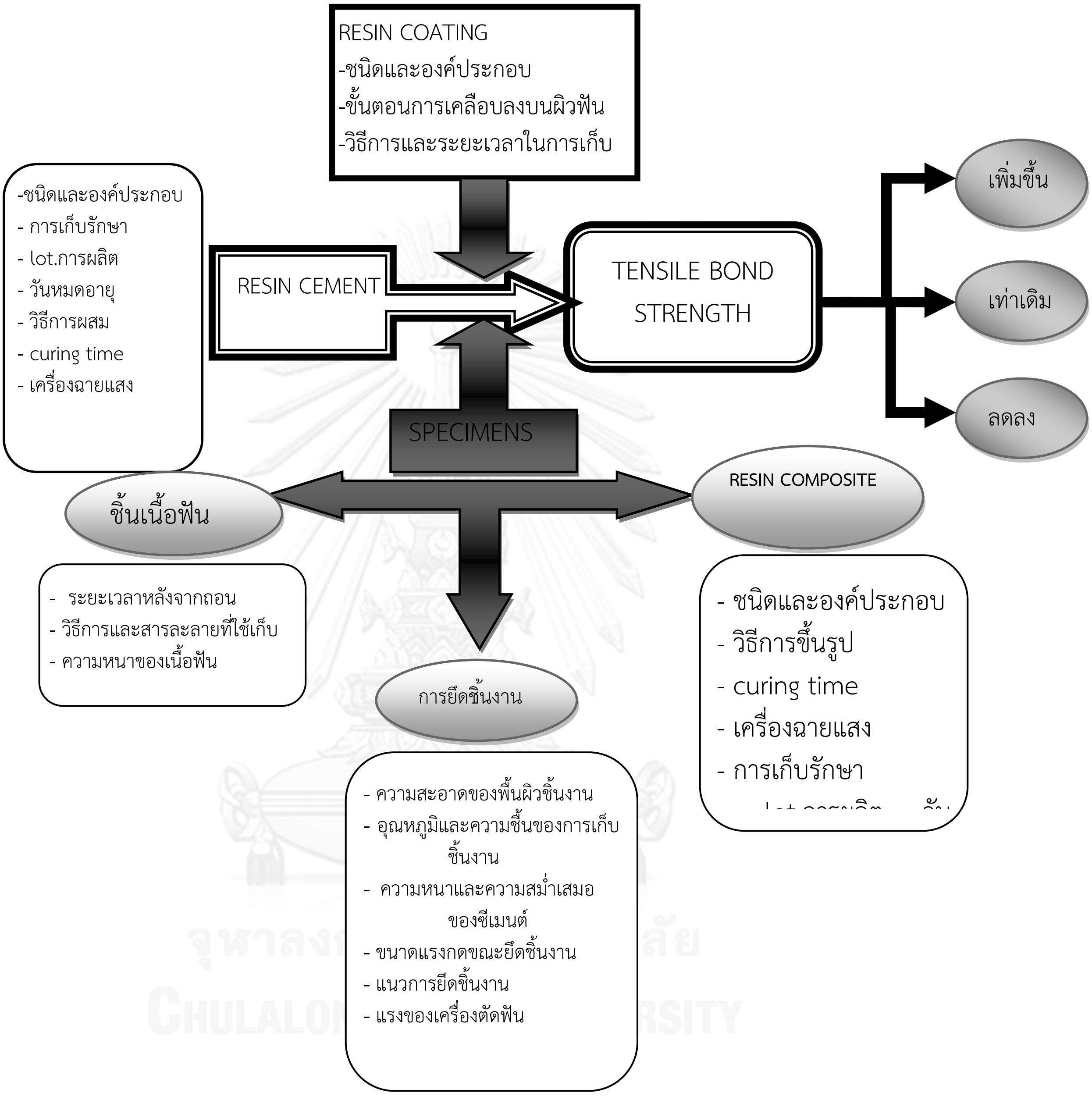
1. เปรียบเทียบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบและไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิง

H_0: ค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบและไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงมีค่าไม่แตกต่างกันที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

H_1: ค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบและไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงมีค่าแตกต่างกัน ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

กรอบแนวคิดในการวิจัย



รูปที่ 1 แสดงกรอบแนวคิดในการวิจัย

ขอบเขตการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (experimental research) ประเภททดสอบในห้องปฏิบัติการเพื่อศึกษาผลของการใช้และไม่ใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ ต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

ข้อตกลงเบื้องต้น

งานวิจัยนี้ถูกออกแบบมาเพื่อศึกษาผลของการใช้และไม่ใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ ต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันโดยใช้เรซินโคตทิงจำนวน 1 ผลิตภัณฑ์ และเรซินซีเมนต์จำนวน 2 ผลิตภัณฑ์ โดยแต่ละผลิตภัณฑ์ต้องมาจากรุ่นการผลิตเดียวกัน อยู่ในสภาพดีและมีอายุการใช้งานนานเกิน 6 เดือน นับจากวันที่เริ่มทำการทดลอง

กระบวนการทดลองดำเนินการโดยผู้ทำการทดลองเพียงคนเดียวและใช้อุปกรณ์เดียวกันตลอด ณ ห้องทันตวัสดุศาสตร์ อาคารสมเด็จย่า ชั้น 9 คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้อจำกัดของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ (*in vitro*) เท่านั้น จึงไม่สามารถควบคุมปัจจัยบางประการให้เหมือนกับสภาพในช่องปากได้ เช่น แรงบดเคี้ยว สภาพความเป็นกรด-ด่าง เพียงควบคุมปัจจัยบางอย่างให้ใกล้เคียงกับสภาพในช่องปาก โดยการเก็บชิ้นทดสอบไว้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ ร้อยละ 100

งานวิจัยนี้ใช้เรซินโคตทิงเพียงชนิดเดียว ดังนั้นผลการวิจัยนี้ไม่สามารถใช้เพื่อคาดเดาผลที่จะเกิดกับเรซินโคตทิงชนิดอื่น ๆ ได้ เนื่องจากมีความแตกต่างกันทั้งชนิดและองค์ประกอบของวัสดุจึงอาจเกิดผลที่แตกต่างกันได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

คำจำกัดความ

กำลังแรงยึดดึง : Tensile bond strength

มินิดัมเบลล์ : Mini-dumbbell

เรซินโคตทิง : Resin coating

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

งานวิจัยนี้ทำให้ทราบถึงค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์จำนวนสองผลิตภัณฑ์ ที่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงเปรียบเทียบกับเนื้อฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิง สามารถใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกใช้วัสดุเพื่อการรักษาทางทันตกรรมที่มีประสิทธิภาพ โดยจะนำไปประยุกต์ใช้กับการบูรณะฟันด้วยชิ้นงานที่ผลิตจากห้องปฏิบัติการ เช่น ครอบฟัน อินเลย์ ออนเลย์ และวีเนียร์

การออกแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เรซินซีเมนต์

ในอดีตช่วงปี 1920-1960 การกรอเตรียมฟันเพื่อการบูรณะจะหลงเหลือเคลือบฟันบนเนื้อฟันซึ่งจะช่วยผนึกเนื้อฟันและปกป้องเนื้อเยื่อใน เมื่อวิทยาการการกรอฟันด้วยด้ามกรอฟันความเร็วสูงถูกพัฒนาขึ้น ทำให้การกรอตัดจนเผยเนื้อฟันมากขึ้น จึงมีการนิยมใช้สารยึดเรซินในการผนึกเนื้อฟัน ซึ่งช่วยปกป้องเนื้อเยื่อในจากการปนเปื้อนของเหลวในช่องปาก

เรซินซีเมนต์ เป็นสารเชื่อมยึดที่ดี เนื่องจากไม่ละลายตัวในของเหลวในช่องปาก และให้กำลังแรงยึดกับเคลือบฟันและเนื้อฟันที่ดี ซึ่งมอนอเมอร์ของเรซินซีเมนต์จะสามารถแทรกซึมเข้าไปในเนื้อเยื่อแข็งและเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ จากนั้นจะสามารถเชื่อมเนื้อฟันกับวัสดุบูรณะเข้าไว้ด้วยกัน ดังนั้นจึงเป็นการผนึกเนื้อฟัน ป้องกันฟันผุกลับซ้ำ และปกป้องเนื้อเยื่อในจากสิ่งระคายเคือง โดยปกติมอนอเมอร์สามารถแทรกซึมผ่านเนื้อฟันที่มีแร่ธาตุ (mineralized dentin) ได้ไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้นเนื้อฟันจึงต้องผ่านการปรับสภาพหรือใช้กรดกัดก่อน เพื่อละลายแร่ธาตุออกไปทำให้มอนอเมอร์ของเรซินซีเมนต์สามารถแทรกซึมไปในเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุ และเกิดพอลิเมอร์ปะปนกับเส้นใยคอลลาเจนในเนื้อฟันเกิดเป็นชั้นไฮบริด ดังนั้นเนื้อฟันไฮบริไดซ์ (hybridized dentin) จึงเป็นการผสมระหว่างเส้นใยคอลลาเจนและเรซินพอลิเมอร์ในระดับโมเลกุล นอกจากนี้เนื้อฟันที่ผ่านการกรอเตรียมจะถูกปกคลุมด้วยชั้นสเมียร์ สารปรับสภาพเนื้อฟันชนิดที่ไม่ต้องล้างน้ำออกก็จะช่วยส่งเสริมการแทรกซึมของมอนอเมอร์ผ่านชั้นสเมียร์ได้เช่นกัน

ความสำคัญอีกประการหนึ่งคือ การคงสภาพช่องว่างระหว่างคอลลาเจนของเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุหลังจากที่ถูกกำจัดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์แล้ว ซึ่งเส้นใยคอลลาเจนจะเกิดการยุบตัวได้ง่าย เป็นสาเหตุให้ช่องว่างระหว่างเส้นใยแคบลง และสูญเสียสภาพซึมผ่านได้ของมอนอเมอร์ หน้าที่ของไพรเมอร์ คือ การคงสภาพหรือฟื้นฟูช่องว่างและรักษาความชื้นภายในเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุ ป้องกันการยุบตัวของเส้นใยคอลลาเจน ส่งเสริมให้เกิดการแทรกซึมของมอนอเมอร์เข้าสู่เนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุได้ดี

การศึกษาสารยึดเนื้อฟันในอดีต Fusayama และคณะ[23] ทดลองใช้สารยึดเคลือบฟันและเนื้อฟันโดยใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 40 กัดทั่วทั้งโพรงฟัน ซึ่งใช้ได้ดีในเคลือบฟันส่วนในเนื้อฟันอาจจะเกิดการกัดที่มากเกินไป ซึ่งในขณะนั้นความเข้าใจในเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุมีน้อย ผู้ทดลองจึงแนะนำให้ใช้กรดกัดทั้งโพรงฟัน ล้างน้ำและเป่าลมให้แห้ง สารยึดที่ถูกใช้ในยุคแรกสำหรับเนื้อฟันที่ถูกกรดกัดคือ เคลียร์ฟิลบอนด์ (Clearfil bond system F) ผลิตโดยบริษัทคูราเรย์ (Kuraray) สารยึดนี้ประกอบด้วย 2-เมทาไครล็อกซีเอทิล ฟินิลไฮโดรเจนฟอสเฟต (2-methacryloxyethyl phenyl hydrogen phosphate, phenyl-P) ความเข้มข้นร้อยละ 5 และ 2-ไฮดรอกซีเอทิลเมทาไครเลต (2- hydroxyethyl methacrylate, HEMA) ความเข้มข้นร้อยละ 30 ในสารละลายแอลกอฮอล์ ผลที่ได้คือกำลังแรงยึดกับเนื้อฟันต่ำมาก คือ ประมาณ 5 เมกะปาสคาล[24] ซึ่งในขณะนั้นเข้าใจว่าเป็นผลจากการยึดทางเคมี (chemical bond) นอกจากนี้ยังแสดงให้เห็นว่าสารยึดทำให้เกิดฟิล์มหรือโครงสร้างคล้ายเยื่อ (membrane) ในเนื้อฟันได้ ต่อมา Wang และ Nakabayashi[25] ใช้ฟีนิลพี/เอ็มเอ็มเอ-ทีบีบี (phenyl-P/MMA-TBB) ซึ่งมีหมู่ทำหน้าที่ (functional group) เช่นเดียวกับ โฟร์เมทาไครล็อกซีเอทิล ไตรมิลลิเทตแอนไฮไดรด์ (4-methacryloxyethyl-trimellitateanhydride, 4-META) เพื่อเป็นสารยึด โดยเชื่อว่าสารผสมนี้จะสามารถแทรกซึมเข้าสู่เนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุและเกิดพอลิเมอร์ ซึ่งทำให้เกิดแรงยึดที่มีค่าสูงขึ้น

ในปัจจุบันเรซินซีเมนต์ถูกเลือกใช้ในงานทันตกรรมประดิษฐ์อย่างแพร่หลาย ด้วยข้อดีหลายประการ เช่น มีความแข็งแรงสูง การละลายตัวในช่องปากต่ำ สามารถยึดติดกับเคลือบฟัน เนื้อฟัน โลหะ และเซรามิกได้ และมีสีเหมือนฟันธรรมชาติให้ความสวยงาม ซึ่งเรซินซีเมนต์สามารถจำแนกได้หลายประเภท แต่ที่นิยม ได้แก่ จำแนกตามกลไกการยึดกับฟัน[26, 27]

1. ระบบกรดกัดแล้วล้างออก (etch & rinse system) เป็นระบบที่มีประสิทธิภาพและเสถียรภาพสูงสุด กลไกการยึดกับฟันแบ่งเป็นชนิดที่มี 2 และ 3 ขั้นตอน ซึ่งประกอบด้วย 1) สารปรับสภาพ (conditioner) หรือสารกัดชนิดกรด (acid etchant) 2) ไพรเมอร์ (primer) หรือสารส่งเสริมการยึด (adhesion promoting agent) 3) สารยึด (bonding agent) หรือสารยึดเรซิน (adhesive resin) ซึ่งในชนิดที่มี 2 ขั้นตอนจะรวมขั้นตอนที่ 2 และ 3 เข้าด้วยกันและยังคงแยกการ

ใช้กรดกัดไว้ต่างหาก ในขั้นตอนการทาสารยึดจัดว่าเป็นขั้นตอนที่ยุ่งยากซับซ้อนมากที่สุดเพราะเนื้อฟันที่ถูกกัดด้วยกรดเมื่อล้างน้ำออกและเป่าด้วยลมเบา ๆ นั้น เนื้อฟันจะต้องอยู่ในสภาพชื้นแบบหมาด ๆ (moist dentin) หากใช้สารยึดที่มีตัวทำละลายเป็นอะซิโตน (acetone-base adhesive) เนื่องจากอะซิโตนสามารถระเหยได้รวดเร็ว เกรงว่าจะไม่สามารถนำพามอนอเมอร์ให้แทรกซึมไปตามช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจนได้อย่างทั่วถึง ดังนั้นจำเป็นต้องทาสารยึดที่เนื้อฟันหลายครั้ง เช่น สารยึดผลิตภัณฑ์ออลบอนด์ทู (All bond 2) ขณะที่สารยึดที่มีตัวทำละลายเป็นน้ำหรือเอทานอล (water/ethanol-base adhesive) การใช้ลมเป่าที่สารยึดเพื่อกำจัดน้ำและแอลกอฮอล์ออกเป็นสิ่งที่ต้องระวัง โดยการเป่าจะต้องเป่าจนไม่พบการไหวของสารยึดเพื่อให้มั่นใจว่าน้ำและแอลกอฮอล์ระเหยออกไปหมด

ขั้นตอนการยึดกับเคลือบฟันเริ่มจากใช้กรด เช่น กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 30-40 ทาบนเคลือบฟัน ซึ่งกรดจะละลายผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite crystal) จากนั้นแล้วล้างน้ำออกและเป่าลมให้แห้ง เคลือบฟันที่ผ่านการปรับสภาพจะมีลักษณะเป็นหลุมขนาดเล็ก (pit) คล้ายรวงผึ้ง (comb-like) ซึ่งเมื่อทาเคลือบฟันด้วยสารยึดเรซิน สารยึดจะแทรกซึมไปตามหลุมขนาดเล็กโดยอาศัยปฏิกิริยาแคปิลลารี (capillary reaction) เมื่อเกิดพอลิเมอร์จะกลายเป็นเรซินแทก (resin tags) ยึดกับโครงสร้างของเคลือบฟัน โดยเรซินแทกมีหลายรูปแบบ เช่น แท่งขนาดใหญ่ (macro tag) เกิดจากสารยึดเรซินแทรกซึมบริเวณรอบๆ ผลึกเคลือบฟัน (enamel prism) และแท่งขนาดเล็ก (micro tag) เกิดในหลุมขนาดเล็กบริเวณส่วนแกนกลางของผลึกเคลือบฟัน

การใช้กรดกัดเคลือบฟัน นำเสนอครั้งแรกโดย Buonocore[28] ซึ่งมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ยึดวัสดุบูรณะอะคริลิกเรซินกับฟันในช่องปาก โดยปกติกรดฟอสฟอริกมักใช้ในงานอุตสาหกรรมเพื่อเตรียมพื้นผิวโลหะสำหรับทาสีหรือเคลือบด้วยเรซิน ดังนั้น Buonocore จึงได้นำหลักการนี้มาปรับสภาพผิวของเคลือบฟันเพื่อให้มีความเหมาะสมกับการยึดด้วยสารเรซิน ในปี 1995[28] มีการทดลองใช้กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 85 กัดผิวเคลือบฟันหน้าด้านริมฝีปาก จำนวน 30 ซี่ จากนั้นล้างออกด้วยน้ำ เป่าให้แห้งแล้วยึดด้วยเรซินอะคริลิกชนิดบ่มเอง ซึ่งพบว่ากำลังแรงยึดมีค่าสูงขึ้นและได้

สรุปว่าการใช้กรดกัดผิวเคลือบฟันทำให้เกิด 1) เพิ่มพื้นที่ผิวการยึด 2) การเผยผึ่งของสารอนินทรีย์ทำให้ผิวเคลือบฟันมีความสดเหมาะสมกันการยึด

กลไกการยึดกับเนื้อฟัน เมื่อกรดกัดจะเกิดการสูญเสียแร่ธาตุ (demineralization) แคลเซียมฟอสฟต ความลึกประมาณ 2-3 ไมโครเมตร เผยผึ่งร่างแหเส้นใยคอลลาเจน (collagen network) เกิดการแทรกซึม (diffusion) ของไพรเมอร์และสารยึดเรซินไปในท่อเนื้อฟันและร่างแหเส้นใยคอลลาเจนเป็นชั้นไฮบริด ซึ่งเป็นการยึดกับเนื้อฟันแบบจุลกลศาสตร์ (micromechanical interlocking) [26, 28, 29] ส่วนการยึดทางพันธะเคมีระหว่างเนื้อฟันกับสารยึดเรซินแตกต่างกันไปตามหมู่ทำหน้าที่ (functional group) ของมอนอเมอร์ ซึ่งมีแรงของการยึดไม่มากนัก เมื่อเทียบกับการยึดแบบเชิงกล

ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในระบบนี้ ได้แก่ ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B) ซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์อะคริลิกแบบบ่มเอง แนะนำครั้งแรกในปี 1983 เพื่อใช้ในการยึดวัสดุบูรณะทั่วไป ประกอบด้วยมอนอเมอร์ พอลิเมอร์ และคะตาลิสต์วี ตัวกระตุ้นสีเขียวและตัวกระตุ้นสีแดง องค์ประกอบหลักของมอนอเมอร์เป็นเมทิลเมทาไครเลต (MMA) และมีการเติมโฟร์-เมทา ซึ่งเป็นโมเลกุลที่มีทั้งหมู่ชอบน้ำและไม่ชอบน้ำ เป็นสารส่งเสริมการแทรกซึมของมอนอเมอร์ พอลิเมอร์มีองค์ประกอบหลักเป็นพอลิเมทิลเมทาไครเลต (PMMA) และในคะตาลิสต์วี (catalyst V) มีการเติมไตรเอ็นบิวทิลบอเรนหรือทีบีบี (TBB) เพื่อเป็นสารตั้งต้นการเกิดพอลิเมอร์ โดยจะทำปฏิกิริยากับโบรอน เพื่อให้เกิดเป็นเปอร์ออกไซด์และเกิดปฏิกิริยาเป็นสายโซ่เหนี่ยวนำให้มอนอเมอร์เกิดเป็นพอลิเมอร์ โดยทีบีบีที่บรรจุในคะตาลิสต์วี จะอยู่ในรูปของพรีออกไซด์เพื่อลดความไวไฟของวัสดุ ตัวกระตุ้นสีเขียวและสีแดง ใช้ในการปรับสภาพเนื้อฟันและเคลือบฟันเพื่อเพิ่มกำลังแรงยึดให้สูงขึ้น องค์ประกอบเด่นของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี คือ โฟร์-เมทาและทีบีบี ทำให้มีกำลังแรงยึดกับฟันสูงและมีความแตกต่างจากอะคริลิกเรซินและเรซินซีเมนต์อื่นๆ

สมบัติเชิงกลของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี

มีความแตกต่างจากซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินซีเมนต์ไดเมทาไครเลต ซึ่งมอนอเมอร์มีองค์ประกอบหลัก คือ บิสจีเอ็มเอ (Bis GMA) วัสดุอัดแทรกอนินทรีย์ เช่น แก้ว ซิลิกา ซึ่งก็คล้ายกับเรซินคอมโพสิต หลังจากบ่มตัวจะเกิดเป็นพอลิเมอร์โครงร่างเชื่อมขวางสามมิติเกิดเป็นโครงสร้างที่แข็ง มีสมบัติเชิงกลสูง แต่ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีจะเกิดเป็นพอลิเมอร์เชิงเส้น (linear) โดยไม่มีวัสดุอัดแทรก ทำให้มีสมบัติเชิงกลด้อยกว่าเรซินซีเมนต์อื่น แต่มีสมบัติพิเศษเฉพาะ เช่น ความยืดหยุ่นมากกว่าเรซินซีเมนต์ชนิดอื่น หลังจากบ่มตัวแล้วจะมีการยืดหยุ่นได้เล็กน้อย ทำให้การยึดแน่นเหนียว และต้านทานต่อความเค้นจากแรงบดเคี้ยวสูง การดูดซึมน้ำและการละลายมีค่าใกล้เคียงกับเรซินซีเมนต์อื่น แต่ต่ำกว่าซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมมาก จากกรณีศึกษาพบว่า วัสดุบริเวณของของชิ้นงานบูรณะมีการละลาย สึกกร่อน หรือเปลี่ยนสีน้อยมาก นอกจากนี้ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บียังสามารถใช้งานได้หลากหลาย เช่น ใช้ยึดฟันโยกได้ ใช้ทำสะพานฟันโดยใช้ซี่ฟันเทียมเรซินยึดกับฟันข้างเคียง และสามารถยึดได้ดีทั้งเนื้อฟันและโลหะผสม

วิธีการผสมซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีมี 2 วิธีคือ คือ 1) ผสมทีเดียวพร้อมกัน (bulk mix) และ 2) ผสมโดยใช้แปรงหรือพู่กันจุ่ม (brush dip)

วิธีผสมทีเดียวพร้อมกัน เริ่มจากหยดคะตาลิสต์ลงในส่วนเหลวมอนอเมอร์ตามอัตราส่วนที่บริษัทผู้ผลิตกำหนดไว้แล้วผสมเข้าด้วยกัน เรียกส่วนเหลวที่ผสมเสร็จว่าสารเหลวกระตุ้น (activating liquid) เนื่องจากตัวตั้งต้นและตัวกระตุ้นทำปฏิกิริยากันเพื่อเริ่มกระบวนการเกิดพอลิเมอร์ จากนั้นใส่ผงพอลิเมอร์ที่ตวงไว้ทั้งหมดลงในสารเหลวกระตุ้น ผสมให้เข้ากันจะได้ส่วนผสมเนื้อเหลว ใช้พู่กันนำส่วนผสมเนื้อเหลวดังกล่าวใส่หรือระบายที่ชิ้นงานก่อนนำไปสวมที่ซี่ฟันหลัก โดยส่วนผสมเนื้อเหลวจะเปลี่ยนเป็นลักษณะคล้ายยาง (rubbery) และแข็งตัวตามลำดับ

วิธีผสมโดยใช้แปรงหรือพู่กันจุ่ม เริ่มจากหยดคะตาลิสต์ลงในส่วนเหลวมอนอเมอร์แล้วผสมเข้าด้วยกัน เช่นเดียวกับวิธีที่กล่าวมาข้างต้น ใช้พู่กันปลายแหลมจุ่มที่สารเหลวกระตุ้น เพื่อให้ขนพู่กันชุ่มไปด้วยสารเหลวกระตุ้น จากนั้นนำพู่กันไปแตะส่วนผงพอลิเมอร์ ส่วนเหลวที่เกาะบน

ขนพู่กันจะดูดซับส่วนผงไว้ที่ปลายพู่กันเป็นก้อนกลมซึ่งก็คืออนุภาคของผงพอลิเมอร์ที่ถูกอาบด้วยสารเหลวกระตุ้นนั่นเอง จากนั้นนำพู่กันไปประบายที่ชิ้นงานก่อนนำไปสวมที่ซี่ฟันหลัก

ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี ให้กำลังแรงยึดกับเนื้อฟันสูงและมีเสถียรภาพ ผนึกเนื้อฟันได้ดีเนื่องจากการสร้างชั้นไฮบริดที่หนาแน่นสูง การใช้สารกระตุ้นสีเขียว ซึ่งประกอบด้วยกรดซิตริกความเข้มข้นร้อยละ 10 และเฟอร์ริกคลอไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 3 จะช่วยกำจัดชั้นสเมียร์ และไฮดรอกซีอะพาไทต์จากเนื้อฟัน ซึ่งน้อยกว่ากรดฟอสฟอริก เฟอร์ริกคลอไรด์ยังทำให้คอลลาเจนเสื่อมสภาพน้อยทำให้มอนอเมอร์สามารถแทรกซึมเข้าสู่บริเวณที่ถูกกรดกัดได้ดี ส่วนทีบีบีจะช่วยให้การเกิดพอลิเมอร์ได้ในบริเวณที่มีความชื้นและออกซิเจนสูง แตกต่างจากเรซินซีเมนต์ทั่วไป

2. ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ (self-etch system) กล่าวได้ว่าเป็นระบบที่ใช้งานได้ง่าย ขั้นตอนไม่ยุ่งยากซับซ้อน ทำให้ระยะเวลาการทำงานสั้นลงเนื่องจากไม่มีขั้นตอนการใช้กรดกัด เป็นระบบที่ปรับสภาพชั้นสเมียร์ ทำให้เกิดภาวะเสียวฟันภายหลังการรักษาได้น้อยกว่าระบบกรดกัดแล้วล้างออกซึ่งมีการกำจัดชั้นสเมียร์ จึงมีการเลือกใช้ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์มากขึ้นเพื่อเป็นการลดความรุนแรงของการใช้กรดกัดเนื้อฟัน ข้อดีอีกประการหนึ่งคือการใช้มอนอเมอร์ที่มีความเป็นกรดกัดเนื้อฟันพร้อมกับเกิดการแทรกซึมของสารยึดเรซิน ทำให้เกิดกระบวนการทั้ง 2 อย่างดำเนินไปพร้อม ๆ กัน และเกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ตามมา ดังนั้นชั้นไฮบริดจึงเป็นการผสมกันของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ เส้นใยคอลลาเจนที่ถูกตัดจากการกรอแต่งในชั้นสเมียร์ และเส้นใยคอลลาเจนที่อยู่ในส่วนของเนื้อฟันที่แร่ธาตุถูกละลายไป

ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์มีทั้งแบบ 1 และ 2 ขั้นตอน ซึ่งประกอบไปด้วยมอนอเมอร์ที่เป็นอนุพันธ์ของกรดคาร์บอกซิลิก (carboxylic acid) หรือกรดฟอสฟอริก (phosphoric acid) สามารถแบ่งประเภทได้ตามค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH) [30] ได้เป็นแบบกรดแก่ (strong) และแบบกรดอ่อน (mild) ซึ่งแบบกรดแก่จะมีค่าความเป็นกรด-ด่างไม่เกิน 1 ความเป็นกรดแก่นี้จะทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุได้ลึก ในเคลือบฟันจะเกิดรูปแบบเช่นเดียวกับการใช้กรดฟอสฟอริกกัดในระบบกรดกัดแล้วล้างออก ขณะที่ในเนื้อฟันจะเกิดการละลายไฮดรอกซีอะพาไทต์และทำให้เกิดการเผยผึ่งของเส้นใยคอลลาเจน เกิดการแทรกซึมของสารยึดเรซินเช่นเดียวกับระบบกรดกัดแล้วล้างออก สารยึด

ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ที่มีความเป็นกรดค่อนข้างต่ำ มีรายงานว่าบริเวณเนื้อฟันมีกำลังแรงยึดต่ำและเกิดความล้มเหลวก่อนการทดสอบ

ส่วนสารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์แบบกรดอ่อน หมายถึงสารยึดที่มีค่าความเป็นกรด-ด่างประมาณ 2 ซึ่งจะทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุของเนื้อฟันระดับตื้น ประมาณ 1 ไมโครเมตร และเกิดเพียงบางส่วน ทำให้ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์หลงเหลือเกาะติดอยู่กับร่างแห่เส้นใยคอลลาเจน สารยึดเรซินจึงไม่สามารถแทรกซึมเพื่อให้เกิดการยึดแบบจุลกลศาสตร์และเกิดชั้นไฮบริดได้อย่างสมบูรณ์ ส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพการยึดเกาะ แต่มีผู้ให้ข้อสังเกตว่าส่วนของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์หลงเหลือจำนวนมากอาจเป็นส่วนเสริมช่วยให้เกิดการยึดทางเคมีของมอนอเมอร์ที่มีหมู่กรดคาร์บอกซิลิก เช่น โฟร์-เมทา (4-META) หรือกรดฟอสฟอริก เช่น 2-เมทาไครล็อกซีเอทิล ฟินิล ไฮโดรเจน ฟอสเฟต, ฟีนิล-พี (2-methacryloxyethyl phenyl hydrogen phosphate, phenyl-P) และ 10-เมทาไครล็อกซีดีคิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต, 10-เอ็มดีพี (10-Methacryloxydecyl dihydrogen phosphate ,10-MDP) ซึ่งพันธะเคมีที่เกิดขึ้นระหว่างหมู่ทำหน้าที่กับแคลเซียมไอออนในไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งเชื่อว่าพันธะนี้มีเสถียรภาพในระยะยาว และยังช่วยป้องกันการเสื่อมสลายด้วยน้ำของคอลลาเจน

สารยึดเรซินระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์บางชนิด ไม่สามารถแยกเป็นแบบกรดแก่หรือกรดอ่อนได้อย่างชัดเจน เนื่องจากค่าความเป็นกรด-ด่างมีค่าประมาณ 1.5 อาจจำแนกได้เป็นแบบกรดแก่ปานกลาง (intermediary strong) ซึ่งมี 2 ขั้นตอน เมื่อเกิดการยึดกับเนื้อฟันจะเกิดการสร้างชั้นไฮบริดหนาประมาณ 1 ไมโครเมตร สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชั้น คือ ชั้นที่เกิดการสูญเสียแร่ธาตุโดยสมบูรณ์ และชั้นที่เกิดการสูญเสียแร่ธาตุบางส่วน สารยึดเรซินชนิดนี้มีความเป็นกรดมากกว่าแบบกรดอ่อน จึงสามารถเกิดการยึดกับเนื้อฟันและเคลือบฟันแบบจุลกลศาสตร์ได้ดีกว่า อีกทั้งไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่หลงเหลือจากกรดกัดในชั้นล่างก็ยังสามารถเกิดการยึดทางเคมีเช่นเดียวกับแบบกรดอ่อนได้

ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในระบบนี้ ได้แก่ ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟทู (Panavia F2.0)[31] ซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์ระบบบ่มเองร่วมกับแสง ประกอบด้วยเรซินเบส (resin base) ที่อยู่ในรูปของสารป้าย

(paste) 2 ชนิด คือสารป้าย เอ และบี (paste A and B) ส่วนสารปรับสภาพเนื้อฟันประกอบด้วย 2 ชนิด คือ อีดีไพรเมอร์ทู เอ และบี (ED primer II A and B) เนื่องจากพานาเวียเอฟทูเป็นเรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์เอชท์ โดยมีอีดีไพรเมอร์ทู เอ และบี ทำหน้าที่ปรับสภาพของเนื้อฟัน ซึ่งในไพรเมอร์นี้จะมีสารเอ็มดีพีที่มีฤทธ์เป็นกรดเพื่อทำหน้าที่ละลาย ชั้นสเมียร์และสารอนินทรีย์ในเนื้อฟัน ส่วนสารป้ายเอและบี จะมีตัวตั้งต้นทั้งชนิดที่บ่มเองกับบ่มด้วยแสง และยังมีเกลือของซัลฟินิก (sulfinic salt) เพื่อเป็นสารเร่งร่วมของการเกิดพอลิเมอร์แบบบ่มเอง โดยเกลือของซัลฟินิกจะช่วยให้ปฏิกิริยาการเกิดอนุมูลอิสระเป็นไปอย่างสมบูรณ์ในกรณีที่สารเอมีนซึ่งเป็นสารเร่งนั้นถูกทำลายไป ดังนั้นพานาเวียเอฟทูจึงเป็นเรซินซีเมนต์ประเภทกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ชนิดบ่มร่วม จากการศึกษาของ Garcia และคณะ และ Piwowarczyk และคณะ พบว่าหากไม่ใช่แสงในการบ่มและไม่ใช้อีดีไพรเมอร์ร่วมด้วย จะทำให้กำลังแรงยึดต่ำลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากการศึกษาของ Faria-e-Silva และคณะ32 พบว่าการใช้สารปรับสภาพเนื้อฟันที่บรรจุสารเริ่มต้นร่วมจำเป็นต่อการเกิดพอลิเมอร์โดยการกระตุ้นด้วยแสงของเรซินซีเมนต์

พานาเวียเอฟทูเป็นเรซินซีเมนต์ที่เกิดพอลิเมอร์โดยการกระตุ้นด้วยด้วยแสงและเคมี สารเริ่มต้นที่กระตุ้นด้วยแสง คือ แคมโฟโรควิโนน (camphoroquinone) ที่สามารถดูดซับพลังงานแสงที่สามารถมองเห็นได้ที่ช่วงความยาวคลื่น 400-500 นาโนเมตร และเกิดปฏิกิริยากับอะลิฟาติกเอมีนตติยภูมิ (aliphatic tertiary amine) นำไปสู่การแตกตัวเป็นอนุมูลอิสระ ส่วนการเกิดพอลิเมอร์แบบบ่มเอง เริ่มต้นจากปฏิกิริยาระหว่างเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ซึ่งเป็นสารตั้งต้น กับอะโรมาติกเอมีนตติยภูมิและเกลือของซัลฟินิกซึ่งเป็นตัวเร่ง เกิดเป็นอนุมูลอิสระและเป็นผลให้เกิดการแตกตัวของคาร์บอนพันธะคู่ (aliphatic C=C) และต่อกันกลายเป็นสายโซ่พอลิเมอร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

3. ระบบเซลฟ์แอดฮีซีพ (self-adhesive system)[32] เป็นเรซินซีเมนต์ที่มีขั้นตอนการใช้งานเพียงขั้นตอนเดียว ใช้งานได้ง่าย เกิดความผิดพลาดน้อยเนื่องจากขั้นตอนไม่ยุ่งยากซับซ้อน จึงนิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง เรซินซีเมนต์ระบบนี้ไม่ต้องการการปรับสภาพผิวฟันก่อนเช่นเดียวกับซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมอื่นๆ เช่น ซีเมนต์ซิงค์ฟอสเฟต ซีเมนต์คาร์บอกซีเลต จึงไม่มีการกำจัดชั้นสเมียร์ ซึ่งคาดหวังว่าจะไม่มีอาการเสียวฟันภายหลังการบูรณะ แต่สิ่งที่แตกต่างจากซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม คือ สามารถทนต่อสภาพความชื้นได้ดี และสามารถปล่อยฟลูออไรด์ได้เหมือนกับซีเมนต์แก้วไอโอโนเมอร์ นอกจากนี้ซีเมนต์ระบบเซลฟ์แอดฮีซีพบางชนิดยังให้ผลดีในด้านความสวยงามโดยมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม มีเสถียรภาพเชิงมิติ และการยึดแบบจุลกลศาสตร์ คล้ายคลึงกับเรซินซีเมนต์ระบบอื่นๆ จึงเป็นการรวมข้อดีของซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม และเรซินซีเมนต์เข้าไว้ด้วยกัน

เรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์แอดฮีซีพ เป็นเรซินซีเมนต์ชนิดใหม่ จึงมีรายละเอียดของข้อมูลและสมบัติต่าง ๆ จำกัด รีลายเอ็กซ์ยูนิเซม (Rely X Unicem) เป็นผลิตภัณฑ์แรกในระบบนี้ที่ผลิตและจำหน่ายในท้องตลาด และมีข้อมูลรายละเอียดจากบริษัทผู้ผลิตมากที่สุด องค์ประกอบพื้นฐานประกอบด้วยมอนอเมอร์ซึ่งมีหมู่ทำหน้าที่ว่องไว คือ อนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริก สามารถทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุของฟัน แทรกซึมเข้าสู่เนื้อฟันและเคลือบฟันและเกิดปฏิกิริยาทางเคมีกับอะพาไทต์ในฟันได้ การเกิดพอลิเมอร์เกิดโดยบ่มด้วยแสงร่วมกับการบ่มเอง เป็นผลให้เกิดการเชื่อมขวางของมอนอเมอร์เป็น พอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง นอกจากนี้ยังมีสมบัติเด่นคล้ายคลึงกับซีเมนต์แก้วไอโอโนเมอร์ คือ สมบัติการทำให้เป็นกลาง (neutralized) ของซีเมนต์ซึ่งมีฤทธิ์เป็นกรด โดยเกิดปฏิกิริยาระหว่างหมู่ฟอสฟอริกกับวัสดุอัดแทรกอัลคาไลน์ ทำให้ค่าความเป็นกรด-ด่างเพิ่มจาก 1 เป็น 6 โดยใช้เวลาเพียง 60 วินาทีภายหลังจากการผสม ผลิตผลที่เหลือจากปฏิกิริยาการทำให้เป็นกลางนี้ คือ น้ำ จะช่วยให้ซีเมนต์มีความชอบน้ำมากขึ้น ทำให้เกิดความแนบสนิทกับผิวฟันและต้านทานต่อความชื้นได้ดี นอกจากนี้ยังถูกกลับนำมาใช้ในปฏิกิริยาระหว่างหมู่ทำหน้าที่และอนุภาคของวัสดุอัดแทรกอีกด้วย การยึดกับฟันเกิดการยึดแบบจุลกลศาสตร์ ร่วมกับปฏิกิริยาทางเคมีระหว่างกลุ่มมอนอเมอร์ที่เป็นกรดและไฮดรอกซีอะพาไทต์ ปัจจุบัน มีผลิตภัณฑ์หลากหลายในท้องตลาด ซึ่งอาจแตกต่างกันบ้างตามองค์ประกอบ สมบัติต่างๆ ระยะเวลาการก่อตัว ระยะเวลาการทำงาน และ

จำนวนของเฉดสี ผลิตภัณฑ์ทั้งหมดจะเป็นแบบบ่มร่วมและมีความทึบแสง (radiopaque) ซึ่งเหมาะสมในการใช้ยึดชิ้นงานที่ผลิตจากห้องปฏิบัติการ เช่น อินเลย์ ครอบฟัน เดือยฟัน แต่ไม่แนะนำให้ใช้ยึดวีเนียร์ซึ่งต้องการระยะเวลาการทำงานมากกว่า จึงเหมาะสมกับซีเมนต์แบบบ่มด้วยแสงเท่านั้น

การยึดกับเคลือบฟัน มีหลายการศึกษา[33-35] ประเมินกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาคและกำลังแรงยึดเฉือนระหว่างเคลือบฟันและซีเมนต์เซลฟ์แอดฮีซีพผลิตภัณฑ์รีลายเอ็กซ์ยูนิเซมและแม็กเซม (Maxem) พบว่ารีลายเอ็กซ์ยูนิเซมมีค่ากำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค 14.5 เมกะปาสคาล ซึ่งต่ำกว่าซีเมนต์ระบบอื่น ๆ ที่มีค่าระหว่าง 17-32 เมกะปาสคาล และมีค่าลดลงอีกหลังจากการทำเทอร์โมไซคลิง ซึ่งแตกต่างจากซีเมนต์ระบบอื่น ๆ ที่ค่าไม่ลดลง อย่างไรก็ตาม รีลายเอ็กซ์ยูนิเซมมีค่ากำลังแรงยึดสูงกว่าซีเมนต์แก้วไอโอโนเมอร์ จึงอาจพิจารณาใช้เป็นทางเลือกแทนซีเมนต์แก้วไอโอโนเมอร์สำหรับยึดครอบฟันเซรามิกหรือโลหะ แต่ไม่เหมาะสมกับชิ้นงานที่ยึดกับเคลือบฟันเป็นส่วนใหญ่ เช่น อินเลย์หรือครอบฟันบางส่วน การศึกษาอื่น ๆ รายงานค่ากำลังแรงยึดระดับจุลภาคระหว่างรีลายเอ็กซ์ยูนิเซมและเคลือบฟันได้ 10.7-19.6 เมกะปาสคาล[34, 35] ต่ำกว่าพานาเวียร์เอฟทูซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ (25-49 เมกะปาสคาล)[35] และพบว่าหากใช้กรดกัดเคลือบฟันก่อนการยึดทำให้กำลังแรงยึดของรีลายเอ็กซ์ยูนิเซมมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนผลิตภัณฑ์แม็กเซมมีค่ากำลังแรงยึดต่ำกว่ารีลายเอ็กซ์ยูนิเซม

การยึดกับเนื้อฟัน จากการศึกษาทางโครงสร้างการยึดระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์แอดฮีซีพผลิตภัณฑ์รีลายเอ็กซ์ยูนิเซมและแม็กเซม[33, 34] พบว่าไม่เกิดการสร้างชั้นไฮบริดและเรซินแท็กเหมือนในเรซินซีเมนต์ระบบอื่น ๆ ที่มีการปรับสภาพผิวฟันก่อน หลายการศึกษารายงานผลการศึกษาว่าเรซินซีเมนต์ระบบนี้ให้ค่ากำลังแรงยึดต่ำกว่าเรซินซีเมนต์ระบบอื่นๆ[36, 37] แต่หลายการศึกษารายงานผลที่ขัดแย้งกัน คือ เมื่อเปรียบเทียบกับเรซินซีเมนต์ระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟ[33-35] ให้ผลตรงข้ามกับเคลือบฟัน คือ ค่ากำลังแรงยึดมีค่าไม่แตกต่างกันหรือรีลายเอ็กซ์ยูนิเซมมีค่าสูงกว่า และเมื่อเปรียบเทียบกับเรซินซีเมนต์ระบบกรดกัดแล้วล้างออกผลิตภัณฑ์วาริโอลิงค์ทู (Variolink II) เน็กซัสทู (Nexus II)[35] พบว่ามีค่ากำลังแรงยึดไม่แตกต่างกัน

อนึ่ง หากใช้กรดกัดเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ระบบนี้จะทำให้กำลังแรงยึดต่ำลงอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากซีเมนต์ไม่สามารถเกิดการแทรกซึมเข้าไปในเส้นใยคอลลาเจนได้และยังสร้างให้เกิดรอยวิการขึ้นด้วย

จำแนกเรซินซีเมนต์ตามส่วนประกอบทางเคมี ได้แก่

1. เรซินซีเมนต์อะคริลิก (acrylic resin cement) ซีเมนต์กลุ่มนี้ ในยุคแรก ๆ จะประกอบด้วยส่วนผงและส่วนเหลว โดยส่วนผงประกอบด้วย 1) เมทิลเมทาไครเลตพอลิเมอร์ หรือโคพอลิเมอร์ (methylmethacrylate polymer หรือ copolymer) 2) เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (benzoyl peroxide) ซึ่งเป็นสารตั้งต้น 3) วัสดุอัดแทรก (filler) เช่น บอโรซิลิเกตหรือแก้วซิลิกา และ 4) รงควัตถุ (pigment) ส่วนเหลวประกอบด้วย เมทิลเมทาไครเลตมอนอเมอร์ (methylmethacrylate monomer) และ ตัวเร่งปฏิกิริยาชนิดเอมีน (amine accelerator) ซึ่งในการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization) จะเริ่มจากมอนอเมอร์ไปละลายอนุภาคพอลิเมอร์ให้บวมขึ้นและเกิดปฏิกิริยาระหว่างสารตั้งต้นกับตัวเร่งเกิดเป็นอนุมูลอิสระ (free radical) ส่งผลให้เกิดการเชื่อมต่อกันของมอนอเมอร์กลายเป็นสายโซ่พอลิเมอร์ สำหรับเรซินซีเมนต์ชนิดที่เป็นสารป้าย (paste) ส่วนประกอบโดยรวมจะเหมือนกับส่วนผงและส่วนเหลว นอกจากนี้อะคริลิกเรซินซีเมนต์ยังถูกพัฒนาเป็น *แอดฮีซีพอะคริลิกเรซินซีเมนต์* (adhesive acrylic resin cement) โดยเพิ่มมอนอเมอร์ชนิดที่เป็นอนุพันธ์ของกรดคาร์บอกซิลิกในส่วนเหลว เช่น โฟร์-เมทา และเปลี่ยนสารตั้งต้นเป็นไทร-เอ็น-บิวทิลบอเรน หรือ ทีบีบี (tri-n-butyl-borane, TBB) ซึ่งเชื่อว่า โฟร์เมทามอนอเมอร์สามารถเกิดพันธะเคมีกับออกไซด์ของโลหะพื้นฐาน (base metal) และอะมัลกัมได้

2. เรซินซีเมนต์ไดเมทาไครเลต (dimethacrylate resin cement) ซีเมนต์กลุ่มนี้มีองค์ประกอบพื้นฐานเป็นบิสฟีนอล เอ ไดไกลซิดิลอีเทอร์ เมทาไครเลต หรือบิสจีเอ็มเอ (bisphenol A diglycidylether methacrylate, Bis-GMA) ซึ่งเป็นการรวมระหว่างไดเมทาไครเลตกับมอนอเมอร์ที่บรรจุวัสดุอัดแทรกหลายชนิด องค์ประกอบพื้นฐานคล้ายคลึงกับวัสดุเรซินคอมโพสิต

จำแนกตามรูปแบบการเกิดพอลิเมอร์ ได้แก่

1. การเกิดพอลิเมอร์แบบบ่มเอง (self-cured) หรือด้วยปฏิกิริยาเคมี (chemical-cured) มักเป็นระบบสารป้าย 2 ชนิดผสมกัน ใช้ยึดวัสดุบูรณะประเภท โลหะหรือเซรามิกที่ทึบแสง

2. การเกิดพอลิเมอร์แบบบ่มด้วยแสง (light-cured) โดยเรซินซีเมนต์ชนิดนี้จะมีการเติมพอลิเมอร์ที่ไวต่อแสง เช่น ไดคีโตน (diketone) และ เอมีน (amine) ใช้ยึดวัสดุบูรณะที่โปร่งแสง เช่น วีเนียร์

3. การเกิดพอลิเมอร์แบบบ่มร่วม (dual-cured) การเกิดปฏิกิริยาของซีเมนต์ชนิดนี้ต้องอาศัยแสงกระตุ้นเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมีที่สมบูรณ์ มักใช้ยึดวัสดุบูรณะที่แสงส่องได้ไม่ทั่วถึง

สมบัติของเรซินซีเมนต์

สมบัติเชิงกล

เรซินซีเมนต์อะคลิริก สมบัติจะคล้ายคลึงกับอะคริลิกเรซิน คือ มีความแข็งแรงปานกลาง และการผิดรูปภายใต้น้ำหนักได้สูง มีการละลายตัวในช่องปากได้น้อยกว่าซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม แต่สมบัติความแข็งเกร็ง (rigidity) และสมบัติหยุ่นหนืด (viscoelastic) ต่ำ การยึดติดกับโครงสร้างฟันจะไม่มีประสิทธิภาพถ้ามีความชื้น และทำให้เกิดการรั่วซึมตามขอบได้ (หมายเหตุ ความยืดหยุ่นของเรซินซีเมนต์ขึ้นอยู่กับความยาวของสายโซ่พอลิเมอร์และปริมาณการเชื่อมขวางระหว่างสายโซ่พอลิเมอร์)

เรซินซีเมนต์ไดเมทาไครเลต สมบัติจะคล้ายคลึงกับเรซินคอมโพสิต วิธีการใช้ต้องระมัดระวังเป็นพิเศษเพื่อให้ได้สมบัติทางกายภาพที่ดี เช่น การบ่มด้วยแสง แสงที่ใช้จะต้องมีช่วงความยาวคลื่นและความเข้มแสงที่เหมาะสม สมบัติทางกายภาพจะเพิ่มขึ้นสูงสุดในช่วง 10 นาทีหลังจากการเกิดพอลิเมอร์ สมบัติทางกายภาพของเรซินซีเมนต์จะแปรผันตามปริมาณของวัสดุอัดแทรกซึ่งมีปริมาณร้อยละ 20-80 ดังนั้น เรซินซีเมนต์แต่ละชนิดจึงมีสมบัติทางกายภาพแตกต่างกันมาก ต้อง

ตรวจสอบเฉพาะวัสดุ แรงอัด (compressive strength) มีค่า 100-200 เมกะปาสคาล กำลังแรงดึงแบบไดอะเมทรัล (diametral tensile strength) มีค่า 20-50 เมกะปาสคาล ซึ่งสูงกว่าซีเมนต์ดั้งเดิมชนิดอื่น ให้ผลต่อการยึดวัสดุบูรณะที่ดี แต่ซีเมนต์ชนิดนี้มีค่าความหนาของฟิล์ม (film thickness) ที่แปรเปลี่ยนตามหนืดของวัสดุ

สมบัติเชิงชีวภาพ

เรซินซีเมนต์อะคริลิก สามารถเกิดปฏิกิริยากับเนื้อเยื่อในของฟันได้ จึงควรทำการปกป้องโพรงเนื้อเยื่อในก่อน เรซินซีเมนต์ไดเมทาไครเลต มีปัญหาทางชีวภาพน้อย อาจมีกลิ่นที่ไม่พึงประสงค์หรือเกิดการแพ้ได้ จึงไม่ควรสัมผัสวัสดุโดยตรง ซีเมนต์ชนิดนี้ไม่มีปฏิกิริยากับเนื้อเยื่อในของฟัน ซึ่งการเกิดพยาธิสภาพในโพรงเนื้อเยื่อในอาจเกิดจากสาเหตุอื่นๆ เช่น วัสดุบูรณะไม่แนบสนิท การหดต่อของวัสดุในการพอลิเมอร์ซึ่งทำให้เกิดการรั่วซึมระดับจุลภาค

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

เนื้อฟัน

เนื้อฟันเป็นเนื้อเยื่อแข็งที่สำคัญของฟัน ซึ่งถูกปกคลุมด้วยเคลือบฟันในส่วนของตัวฟัน และเคลือบรากฟันในส่วนของรากฟัน เนื้อฟันเป็นผลิตผลที่เกิดจากการตกตะกอนของแคลเซียมของเซลล์สร้างเนื้อฟัน ซึ่งอยู่บริเวณผิวด้านในสุดของเนื้อฟัน ติดกับเนื้อเยื่อในด้านนอก ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่าเนื้อฟันและเนื้อเยื่อในเป็นหน่วยเดียวกันทั้งในด้านสัณฐาณวิทยาและเอ็มไบรโอวิทยา

เนื้อฟันเป็นสารประกอบเชิงชีวภาพซึ่งประกอบด้วยคอลลาเจนที่ถูกเติมเต็มด้วยผลึกแร่ธาตุ องค์ประกอบทางเคมีของเนื้อฟัน ประกอบด้วยแร่ธาตุและสารอนินทรีย์ที่มีส่วนประกอบของคาร์บอเนตสูง ร้อยละ 50 โดยปริมาตร น้ำร้อยละ 20 โดยปริมาตร และสารอินทรีย์ซึ่งส่วนใหญ่เป็นคอลลาเจนชนิดที่ 1 ร้อยละ 30 [38, 39] ซึ่งอาจจะแตกต่างกันไปในแต่ละตำแหน่ง ปริมาณของน้ำ ส่วนใหญ่อยู่ในท่อเนื้อฟันและมีมากในชั้นเนื้อฟันลึก องค์ประกอบที่เป็นแร่ธาตุคือ ผลึกอะพาไทต์ ปริมาณค่อนข้างใกล้เคียงกันในชั้นเนื้อฟันตื้นและลึก แต่จะแตกต่างกันไปตามปริมาณคอลลาเจนระหว่างท่อเนื้อฟัน ซึ่งจะเกิดการตกตะกอนของแร่ธาตุในเนื้อฟันมากบริเวณรอบ ๆ ท่อเนื้อฟัน (peritubular dentin) และตกตะกอนน้อยบริเวณระหว่างท่อเนื้อฟัน (intertubular dentin) องค์ประกอบที่เป็นคอลลาเจนจะลดลงในชั้นเนื้อฟันลึก เพราะในชั้นเนื้อฟันลึกท่อเนื้อฟันมีขนาดใหญ่

โครงสร้างของเนื้อฟันมีลักษณะที่พิเศษคือ ท่อเนื้อฟันซึ่งภายในมีเส้นประสาทจากเซลล์สร้างเนื้อฟัน เส้นผ่านศูนย์กลางของท่อเนื้อฟันมีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อใกล้โพรงเนื้อเยื่อใน โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 2-3 ไมโครเมตร และอยู่ห่างกัน 4-5 ไมโครเมตร ส่วนท่อเนื้อฟันที่อยู่ใกล้รอยต่อระหว่างเนื้อฟันและเคลือบฟันมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 ไมโครเมตร และอยู่ห่างกัน 7-8 ไมโครเมตร โดยส่วนใหญ่แล้วท่อเนื้อฟันจะสิ้นสุดบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและเคลือบฟัน ท่อเนื้อฟันถูกล้อมด้วยเซลล์ที่มีการสะสมของแร่ธาตุสูง และมีปริมาณคอลลาเจนน้อย โดยเรียกโครงสร้างนี้ว่าเนื้อฟันภายในท่อเนื้อฟัน (intratubular dentin) ซึ่งประกอบด้วยผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นส่วนใหญ่ร่วมกับสารอินทรีย์เพียงเล็กน้อย ท่อเนื้อฟันถูกแยกออกจากกันด้วยโครงสร้างเนื้อฟันระหว่างท่อเนื้อฟัน (intertubular dentin) ประกอบด้วยคอลลาเจนชนิดที่ 1 เป็นส่วนใหญ่และเสริมความแข็งแรงด้วยไฮดรอกซีอะพาไทต์

ปัจจัยที่มีผลต่อสภาพซึมผ่านได้ของเนื้อฟันและการแทรกซึมของมอนอเมอร์

คอลลาเจน

จากการศึกษาความหนาแน่นของโมเลกุลในคอลลาเจน[40] แสดงให้เห็นว่ามีช่องว่างระหว่างโมเลกุลของคอลลาเจนซึ่งประกอบไปด้วยของเหลว เช่น น้ำ ซึ่งในภาวะที่กำจัดน้ำออก (dehydrating) อาจทำให้เกิดการสูญเสียของเหลวนั้นไป เป็นผลให้เส้นใยคอลลาเจนหดตัว Nakabayashi[41] ซึ่งศึกษาเกี่ยวกับการแทรกซึมของมอนอเมอร์ในเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุ พบว่าเส้นใยคอลลาเจนอาจเกิดการหดหรือบวมขึ้นได้ในสภาวะที่แตกต่างกัน ส่งผลต่อการยึดกับเรซินบางสภาวะอาจทำให้เส้นใยคอลลาเจนบวมขึ้นเล็กน้อย เช่น มีความเข้มข้นของน้ำสูง ภาวะเป็นกรด ช่องว่างระหว่างเส้นใยลดลง ทำให้การแทรกซึมของมอนอเมอร์น้อยลง บางสภาวะอาจทำให้คอลลาเจนหดตัว ทำให้ช่องว่างระหว่างเส้นใยกว้างขึ้น เช่น การเป่าลมแห้ง การใช้ตัวทำละลายที่ระเหยน้ำ การเปลี่ยนแปลงช่องว่างนี้ทำให้เปลี่ยนแปลงสภาพซึมผ่านได้ของเนื้อฟันได้ ส่งผลต่อการแทรกซึมของมอนอเมอร์ การยุบตัวของเส้นใยคอลลาเจนเกิดจากการเกิดพันธะไฮโดรเจนระหว่างเส้นใยคอลลาเจน[42] จึงมีการศึกษาใช้มอนอเมอร์ เช่น โฟร์-เมทา และฟีนิล พี พบว่าสามารถช่วยทำลายพันธะไฮโดรเจน เนื่องจากมีโมเลกุลขนาดใหญ่ และมีความเป็นกรดสูง นอกจากนี้ยังช่วยละลายโปรตีนที่ไม่ใช่คอลลาเจนอีกด้วย

โปรตีน

ในเส้นใยคอลลาเจนจะมีโปรตีนที่ไม่ใช่คอลลาเจนประมาณร้อยละ 10 ของโปรตีนทั้งหมด เช่น โฟรีน (phoryn) เดนทีน ไซอะโลโปรตีน (dentin sialoprotien) ไกโคส์อะมิโนไกลแคนส์ (glycoaminoglycans) โปรตีนเหล่านี้มีโมเลกุลขนาดใหญ่และจับกับน้ำ ในเนื้อฟันที่สูญเสียแร่ธาตุเมื่อรวมกันจะเป็นไฮโดรเจล (hydrogel) ซึ่งมีลักษณะเป็นโครงข่ายพอลิเมอร์ที่ชอบน้ำ สามารถจับกับน้ำและไม่ละลายน้ำ การใช้กรดเพื่อปรับสภาพจะทำให้โปรตีนแตกตัวเล็กลง และสามารถละลายน้ำได้ อนึ่งหากใช้สารปรับสภาพที่มีขั้วประจุร่วมด้วย จะช่วยยึดโปรตีนเหล่านี้ไม่ให้เคลื่อนที่และช่วยป้องกันการยุบตัวของเส้นใยคอลลาเจนด้วย

เรซินโคตทิง

ในปัจจุบันระบบสารยึดประเภทเรซินได้ถูกพัฒนาและใช้งานได้ง่ายขึ้น มอนอเมอร์สามารถแทรกซึมเข้าสู่เนื้อฟันสร้างให้เกิดชั้นไฮบริดทำให้สารยึดยึดกับเนื้อฟันได้ดี ตามทฤษฎีกล่าวว่าชั้นไฮบริดจะช่วยผนึกขอบโพรงฟันและป้องกันฟันผุกลับซ้ำ (secondary caries)[43] Tsushiya และคณะ[44] ทำการสังเกตการยับยั้งฟันผุกลับซ้ำรอบวัสดุบูรณะ พบว่าเนื้อฟันที่มีการสูญเสียแร่ธาตุจากการกัดด้วยกรดแล้วทาด้วยสารยึดประเภทกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ที่มีมอนอเมอร์ที่เป็นอนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริก พบว่าเนื้อฟันบริเวณใต้ต่อชั้นไฮบริดสามารถต้านทานต่อการสูญเสียแร่ธาตุจากการใช้กรดกัดซ้ำได้ และเรียกชั้นนี้ว่า ซุปเปอร์เดนทีน (super dentin)[45] ซึ่งมีสมบัติเชิงกล เชิงเคมี และเชิงชีวภาพดีกว่าเนื้อฟันทั่วไป

หลังการกรอฟันเพื่อรองรับครอบฟัน จะมีการเผยของท่อเนื้อฟันมากถึง 1-2 ล้านท่อ[2] โดยปกติเนื้อฟันมีช่องทางติดต่อกับเนื้อเยื่อในผ่านท่อเนื้อฟัน สามารถถูกกระตุ้นด้วยอุณหภูมิหรือแรงดันซึมผ่าน (osmotic pressure) ได้ ทำให้ของเหลวภายในท่อเนื้อฟันเกิดการเคลื่อนไหวนำไปสู่การกระตุ้นกระแสประสาทภายในโพรงเนื้อเยื่อใน เกิดอาการเสียวฟันระหว่างการใส่ครอบฟันชั่วคราวและหลังการบูรณะได้ นอกจากนี้ยังอาจเกิดการรั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) และการปนเปื้อนจากแบคทีเรียได้ ดังนั้นจึงมีผู้แนะนำให้ทำการปิดผนึกท่อเนื้อฟันหลังกรอแต่งเสร็จทันที การผนึกชั่วคราว เช่น วัสดุชั่วคราว ซึ่งอาจจะหลุดหรือแตกเป็นผลให้เนื้อฟันสัมผัสกับน้ำลายช่องปากและแบคทีเรียได้ ซึ่งสมบัติในการผนึกท่อเนื้อฟันด้วยระบบสารยึดเนื้อฟันย่อมดีกว่าวัสดุอุดชั่วคราว เช่น เควิต หรือ ไออาร์เอ็ม เป็นต้น[6] และมีการศึกษาแสดงให้เห็นว่าระบบสารยึดมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อใน[46] ในช่วงต้นคริสตศักราช 1990 มีการแนะนำให้ใช้สารเรซินเคลือบลงบนเนื้อฟันทันทีหลังจากการกรอเตรียมฟัน[7] เรียกว่า เรซินโคตทิง (resin coating) หรือการผนึกเนื้อฟันทันที (immediate dentin sealing)[8] ซึ่งเคลือบเนื้อฟันหลังจากทำการเตรียมโพรงฟันแล้ว และก่อนการพิมพ์แบบ การเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงนอกจากจะทำให้เกิดชั้นไฮบริดและผนึกท่อเนื้อฟันแล้ว ยังมีประโยชน์หลายประการ เช่น ลดอาการเสียวฟันระหว่างการใส่ครอบฟันชั่วคราวและหลังการรักษา ช่วยลดการใช้ยาชาในการทำฟันครั้งต่อไป ช่วยป้องกันการปนเปื้อนจากแบคทีเรียและเพิ่ม

การยึดติดระหว่างวัสดุบูรณะและโครงสร้างฟัน จากหลายการศึกษาพบว่ากำลังแรงยึดระหว่างเรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงมีค่าสูงขึ้น[9-12, 20, 21, 47] และลดการรั่วซึมตามขอบของวัสดุบูรณะ[18, 48, 49] นอกจากนี้การใช้เรซินโคตทิงร่วมเรซินคอมโพสิตปิดเนื้อฟันบริเวณมีความคอดหรือเป็นอันเดอร์คัต (undercut) ที่ยังช่วยลดการกรอเนื้อฟันที่มากเกินไปอีกด้วย อนึ่งจะกำจัดออกเฉพาะเนื้อฟันที่ติดเชื้อ ทำให้สูญเสียเนื้อฟันน้อยเป็นการอนุรักษ์โครงสร้างของฟันของผู้ป่วย

ความหนาของชั้นเรซินโคตทิงแตกต่างกันไปตามตำแหน่ง รูปร่างของฟัน บริเวณผิวโค้งเรียบจะหนาประมาณ 60-80 ไมโครเมตร บริเวณแอ่งเว้า เช่น ขอบแชมเฟอร์ จะหนาประมาณ 200-300 ไมโครเมตร[50] Stavridakis และคณะ[51] ได้ศึกษาความหนาของการผนึกเนื้อฟันทันทีโดยการทาสารยึดในโพรงฟันที่เตรียมขึ้นเพื่อรองรับออนเลย์ พบว่าความหนาของเรซินในโพรงฟันแต่ละบริเวณจะแตกต่างกันไปและมีความหนาที่ไม่ส่ม่ำเสมอ โดยมีค่าเฉลี่ยประมาณ 121.13 ± 107.64 ไมโครเมตร บริเวณที่มีความหนาที่สุด คือ พื้นโพรงฟันที่เป็นแอ่งลึกที่สุด และบริเวณที่มีความหนาน้อยที่สุด คือ บริเวณเส้นมุม (line angle) ของโพรงฟัน นอกจากนี้ ยังศึกษาผลของการขัดโพรงฟันที่ผ่านการผนึกเนื้อฟันทันทีด้วยผงพัมมิซเพื่อกำจัดวัสดุชั่วคราว พบว่าสารที่ใช้ผนึกเนื้อฟันมีความหนาลดลงประมาณ 11.94 ± 16.46 ไมโครเมตร Nikaido และคณะ [10] ทำการศึกษาความหนาของเรซินโคตทิงบนเนื้อฟันโดยใช้สารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำพบว่ามีความหนามากกว่า 100 ไมโครเมตร ซึ่งอาจไม่เหมาะสมกับการทำครอบฟัน การใช้เรซินโคตทิงชนิดสารยึดแบบ 1 ขั้นตอน จะได้ความหนาน้อยกว่า 10 ไมโครเมตร[15, 48] ซึ่งเหมาะสมกับการทำครอบฟัน แม้ว่าจะมีความหนาน้อย แต่ยังช่วยเพิ่มการยึดของเรซินซีเมนต์และป้องกันการรั่วซึมตามขอบของวัสดุด้วย

จากการศึกษาที่ผ่านมามีการใช้วัสดุหลายชนิดเพื่อเป็นวัสดุในการเคลือบเนื้อฟันหลังการกรอแต่งฟัน ซึ่งได้แก่

1. สารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ หรือระบบกรดกัดแล้วล้างออก พบว่ากลุ่มฟันที่เนื้อฟันถูกเคลือบด้วยสารยึดและยึดกับเรซินซีเมนต์ให้กำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค (microtensile

bond strength) สูง และการรั่วซึมระดับจุลภาคมีค่าต่ำกว่ากลุ่มฟันที่เนื้อฟันไม่ได้รับการเคลือบด้วยสารยึดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[11, 18, 19] โดย Dagostin และคณะ[47] พบว่าการใช้สารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์หรือระบบกรดกัดแล้วล้างออกเคลือบที่เนื้อฟันนั้นให้กำลังแรงยึดเฉือนไม่แตกต่างกัน และการเคลือบเนื้อฟันด้วยสารยึดจำนวน 2 ครั้ง[20, 52] จะให้ค่ากำลังแรงยึดดีกว่าการเคลือบเพียงครั้งเดียว ส่วน Jayasooriya และคณะ[16] แนะนำให้ใช้สารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์เคลือบเนื้อฟันซึ่งให้กำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาคสูงกว่าระบบกรดกัดแล้วล้างออกโดยให้เหตุผลว่าเป็นการยากที่จะควบคุมความชื้นให้เหมาะสมขณะเคลือบเนื้อฟันด้วยระบบกรดกัดแล้วล้างออกนั่นเอง Magne[8] แนะนำให้ใช้สารยึดระบบกรดกัดแล้วล้างออก 3 ขั้นตอน ซึ่งจะให้ผลทางคลินิกที่ดี และยังได้ความหนาของวัสดุอย่างสม่ำเสมอ และมีข้อแนะนำเพิ่มเติม คือ เมื่อทาสารยึดหลังจากกรอแต่งฟันแล้วควรฉายแสง 2 ครั้ง ครั้งที่ 2 ควรจะทากลีเซอรีน (glycerine) ก่อนฉายแสง เพื่อป้องกันชั้นที่ถูกยับยั้งด้วยออกซิเจน (oxygen inhibiting layer) ซึ่งอาจจะทำปฏิกิริยากับวัสดุพิมพ์ปาก และควรทาวัสดุแยก (separating media) เช่น เจลปิโตรเลียมก่อนที่ทำครอบฟันชั่วคราว เพื่อป้องกันวัสดุครอบฟันชั่วคราวยึดติดกับสารยึด

2. สารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ พบว่าถ้าใช้สารยึดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำเคลือบเนื้อฟันก่อนจะส่งผลให้ค่ากำลังแรงยึดดึงของชิ้นทดสอบมีค่าสูงกว่าเนื้อฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบหรือใช้สารยึดเคลือบเนื้อฟันอย่างเดียว[9, 13, 14, 16, 18] Nikaido และคณะ[17] ศึกษาค่ากำลังแรงยึดดึงของเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันโดยใช้สารยึด 4 ชนิดร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ พบว่ากลุ่มที่มีค่ากำลังแรงยึดดึงของเนื้อฟันสูงที่สุด คือกลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยสารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ผลิตภัณฑ์เคลียร์ฟิลเอสอีบอนด์ (Clearfil SE bond) ร่วมกับเรซินคอมโพสิตชนิดที่มีความหนืดต่ำแล้วยึดกับพานาเวียเอฟ (Panavia F) นอกจากนี้พบว่าการเคลือบเนื้อฟันด้วยวิธีดังกล่าวยังช่วยเพิ่มความหนาของชั้นไฮบริด (hybrid layer) และช่วยให้เนื้อฟันมีความต้านทานต่อกระแสไฟฟ้า (electrical resistance) เพิ่มขึ้นและการแพร่ของความร้อน (thermal diffusion) ลดลง ซึ่งเป็นการป้องกันเนื้อฟันและเนื้อเยื่อในของฟันจากสิ่งกระตุ้นจาก

สิ่งแวดล้อม[53] ทำให้ช่องว่างระหว่างรอยต่อของฟันและชิ้นทดสอบน้อยกว่ากลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟัน[49]

3. สารเคลือบเนื้อฟันหรือเรซินโคตทิงสำเร็จรูป เช่น ผลิตภัณฑ์อาร์ซีทู (RZ II) พบว่าการใช้อาร์ซีทูเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ช่วยเพิ่มค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่าง เนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์มากกว่ากลุ่มที่ไม่เคลือบอย่างมีนัยสำคัญ[10]

ตัวอย่างสารเคลือบเนื้อฟันหรือเรซินโคตทิงสำเร็จรูป เช่น ไฮบริดโคต (Hybrid coat®) เป็นสารเคลือบเนื้อฟันแบบบ่มด้วยแสงแบบขวดเดียว ส่วนประกอบหลักคือ เมทาไครเลตมอนอเมอร์ประมาณร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ประกอบด้วยเมทิลเมทาไครเลต โฟร์-เมทา ทีเฮชไอที (THIT) ฮีมา (2- hydroxyethyl methacrylate, HEMA) อะซิโตนและน้ำประมาณร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก โดยใช้ร่วมกับฟองน้ำ (coat sponge, polyurethane foam) ที่เคลือบด้วยสารโซเดียมพีโทลูอินซัลฟิเนต (sodium p-toluenesulfinate, p-TSNa) และเอมีน ปริมาณร้อยละ 10 เพื่อเป็นตัวกระตุ้นการเกิดพอลิเมอร์ ใช้เพื่อผนึกและป้องกันพื้นผิวระหว่างฟันและเรซินคอมโพสิตหรือวัสดุบูรณะที่ผลิตจากห้องปฏิบัติการ นอกจากนี้ยังสามารถผนึกเนื้อฟันที่เกิดจากการสึก ไฮบริดโคตจัดเป็นสารเคลือบเนื้อฟันระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ โดยมีสารโฟร์-เมทา เป็นมอนอเมอร์ที่มีฤทธิ์เป็นกรด (acidic monomer) เพื่อทำหน้าที่ละลายชั้นสเมียร์และสารอินทรีย์ในเนื้อฟัน

การเคลือบผิวเนื้อฟันทันทีหลังจากการกรอฟันหรือเรซินโคตทิง[8, 50] มีข้อดีดังนี้

1. เนื้อฟันที่ถูกกรอใหม่ ๆ มีความเหมาะสมในการยึดติด และปิดทับด้วยวัสดุอุดหรือยึดชั่วคราวทำให้เกิดการปนเปื้อนที่เนื้อฟัน ซึ่ง Paul และคณะ ในปี 1996 และ 1997 ได้ชี้ให้เห็นว่าการปนเปื้อนที่เนื้อฟันจากการใช้วัสดุชั่วคราว ทำให้ความแข็งแรงในการยึดติดลงลงอย่างมีนัยสำคัญ[52, 54, 55] ซึ่งทั้งนี้ ยังไม่ได้รวมถึงปัจจัยการปนเปื้อนอื่น ๆ อีก เช่น น้ำลายหรือแบคทีเรีย

2. เพิ่มกำลังแรงยึด การศึกษาส่วนใหญ่เกี่ยวกับกำลังแรงยึด พบว่าถ้าใช้เรซินเคลือบบนเนื้อฟัน โดยทำให้การเกิดพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์ก่อนที่จะใส่ชิ้นงาน จะช่วยเพิ่มค่ากำลังแรงยึดระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์[56, 57] ซึ่งอธิบายได้ว่า ระหว่างการใส่ชิ้นงานบูรณะหรือเรซิน

คอมโพสิตในโพรงฟัน จะมีแรงกดลงบนเนื้อฟัน ถ้าใช้สารยึดที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ จะเกิดการยุบ (collapse) ของชั้นไฮบริด เรซินไม่สามารถเติมเต็มช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจนได้ เป็นผลให้ชั้นไฮบริดเกิดความอ่อนแอ[58] และเกิดจุดบกพร่องในโครงสร้างเนื้อฟัน

3. เรซินโคตทิงจะช่วยให้สารยึดเกิดการพัฒนาการบ่มตัวโดยปราศจากความเค้น เพราะการเกิดพอลิเมอร์จะเกิดอย่างสมบูรณ์โดยต้องอาศัยเวลาบ่มตัวจากเรซินซีเมนต์ หรือเรซินคอมโพสิตที่อยู่ด้านบน Reis และคณะ[59] พบว่าสารยึดจะเพิ่มกำลังแรงยึดในช่วง 1 สัปดาห์อย่างมีนัยสำคัญ การยึดวัสดุที่ยังไม่บ่มตัวลงบนสารยึดโดยตรง ทำให้สารยึดอ่อนแอซึ่งเป็นผลจากการหดตัวของวัสดุบูรณะ อนึ่ง หากใช้เรซินโคตทิงก่อนที่จะยึดวัสดุบูรณะ จะยังไม่มีความเค้นจากแรงบดเคี้ยวลงสู่วัสดุบูรณะทันที ทำให้สารยึดสามารถพัฒนาต่อไปได้โดยปราศจากความเค้น เป็นผลให้เกิดความแนบสนิทที่ดีกับวัสดุบูรณะ[60]

4. เรซินโคตทิงช่วยป้องกันการรั่วซึมของโพรงฟันจากแบคทีเรีย และลดอาการเสียวฟันระหว่างการใส่วัสดุชั่วคราว ในปี 1992 Pashley และคณะ[6] ใช้สารเรซินเคลือบเนื้อฟันหลังการกรอฟันทันทีเพื่อรองรับครอบฟัน ซึ่งสามารถใช้ได้ดีในการยึดวัสดุบูรณะประเภทพอร์ซเลน เช่น วีเนียร์ ซึ่งจะช่วยในการปกปิดเนื้อฟัน ป้องกันอาการเสียวฟันและการรุกของแบคทีเรีย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

การทดสอบกำลังแรงยึด

การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุทางทันตกรรมมีหลายวิธี โดยวิธีที่ดีที่สุดคือการทดลองทางคลินิก (clinical trial) แต่การทดลองดังกล่าวไม่อาจสามารถบอกสาเหตุที่แท้จริงของความล้มเหลวของวัสดุได้ เนื่องจากความเค้นต่าง ๆ ในช่องปากมีมากมายและเกิดขึ้นพร้อม ๆ กัน การทดลองในห้องปฏิบัติการสามารถกำหนดและประเมินผลของตัวแปรหนึ่งได้ โดยที่ตัวแปรอื่น ๆ มีค่าคงที่ มีข้อแนะนำให้ใช้การทดลองในห้องปฏิบัติการในการกำหนดแนวทางในการเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมให้เหมาะสม นอกจากนี้ ยังสามารถใช้ประเมินประสิทธิภาพของวัสดุและวิธีการทางทันตกรรมใหม่ ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง วัสดุประเภทสารยึด ซึ่งทำการทดลองได้ง่าย รวดเร็ว และประหยัด อีกทั้งยังสามารถทำนายผลการใช้งานระยะยาวอีกด้วย การทดลองในห้องปฏิบัติการที่นิยมกันมาก ได้แก่ การทดสอบกำลังแรง อย่างไรก็ตามการทดสอบนี้ยังไม่สามารถพิจารณาสมบัติของวัสดุได้ ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบขึ้นกับการออกแบบการทดสอบซึ่งตัวแปรในการทดลองอาจมีความแตกต่างกัน เช่น รูปร่างของชิ้นทดสอบ ขนาดของพื้นผิว และชนิดของวัสดุ เป็นต้น ดังนั้นการทดลองต่าง ๆ อาจจะให้ผลที่แตกต่างกันออกไป การใช้ตัวแปรที่เกี่ยวข้องที่หลากหลายจะทำให้การทดสอบมีมาตรฐานที่ดี

การทดสอบกำลังแรงยึดที่ใช้ทดสอบการยึดระหว่างเรซินคอมโพสิตกับเคลือบฟันหรือเนื้อฟันแบ่งเป็นการทดสอบกำลังแรงยึดดึงและการทดสอบกำลังแรงเฉือน การทดสอบกำลังยึดเฉือนจะมีค่าสูงกว่า 20 เมกะปาสคาล มักเกิดความล้มเหลวในชั้นวัสดุ (cohesive failure) ดังนั้นจึงมีการพัฒนาการทดสอบใหม่ ๆ ขึ้น เพื่อให้เกิดความล้มเหลวที่ระหว่างรอยต่อ เพื่อจะได้ค่ากำลังแรงยึดที่แท้จริง

การทดสอบกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค (microtensile bond strength) โดย Sano และคณะ[61] แสดงให้เห็นว่ากำลังแรงยึดระดับจุลภาคมีค่าผกผันกับพื้นผิวที่ยึด และความล้มเหลวที่เกิดขึ้นมักเกิดที่ชั้นยึดระหว่างฟันและสารยึด นอกจากนี้ สามารถใช้ทดสอบประสิทธิภาพการยึดในฟันแบบต่าง ๆ ได้ เช่น ฟันผุ เนื้อฟันกระด้าง (sclerotic dentin) แต่มีข้อเสียหลายประการ เช่น การเตรียมชิ้นทดสอบยุ่งยาก ขั้นตอนซับซ้อน และชิ้นทดสอบแตกหักได้ง่าย ระหว่างเตรียม

ชิ้นทดสอบจึงต้องระมัดระวังเป็นพิเศษ เพื่อหลีกเลี่ยงหรือลดรอยวิการ (defect) ขนาดเล็กในชิ้นทดสอบ ซึ่งทำให้กำลังแรงยึดอ่อนแอลง ทำให้ไม่ได้ค่ากำลังแรงยึดที่แท้จริง จึงเกิดการหาวิธีการเตรียมชิ้นทดสอบหลากหลายวิธี เช่น เครื่องสร้างชิ้นทดสอบขนาดเล็กไอโอวา (the Iowa microspecimen former) ใช้ทำชิ้นทดสอบรูปแท่งทรงกระบอกขนาดเล็กและคอดบริเวณรอยต่อทำให้มีความเค้นบริเวณรอยต่อสูงที่สุดเมื่อมีแรงมากระทำ พบว่าเมื่อใช้สารยึดระบบกรดกัดแล้วล้างออกแบบ 3 ขั้นตอน มีค่ากำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาคสูงที่สุด ส่วนสารยึดระบบกรดกัดแล้วล้างออกแบบ 2 ขั้นตอน และสารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์แบบ 2 ขั้นตอน มีค่าแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ และ สารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ชนิดกรดอ่อนแบบ 2 ขั้นตอนและชนิดกรดแก่ปานกลางแบบ 2 ขั้นตอน มีประสิทธิภาพในการยึดใกล้เคียงกัน ส่วนค่ากำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาคที่ต่ำที่สุด ได้แก่ สารยึดระบบกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์แบบขั้นตอนเดียว และแก้วไอโอโนเมอร์

การทดสอบกำลังแรงยึดเป็นวิธีการประเมินประสิทธิภาพของวัสดุยึดติดที่ดีวิธีหนึ่ง มีประโยชน์ในการช่วยประเมินวัสดุชนิดใหม่ และทำนายผลระยะยาวในสภาพใช้งานในช่องปากได้ การศึกษาการวัดค่าการยึดติดของสารยึดติดเนื้อฟัน เริ่มมีการศึกษาตั้งแต่ปี 1955 โดย Buonocore[28] และถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่องในช่วง 40 ปีที่ผ่านมา นักวิทยาศาสตร์หลายท่านได้พัฒนาการจนเป็นวิธีมาตรฐาน การวัดกำลังแรงยึดที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย ได้แก่ การวัดกำลังแรงยึดเฉือนและดึงซึ่งแบ่งได้ดังนี้

1. การทดสอบกำลังแรงยึดเฉือนระดับมหภาค (macroshear bond strength) วิธีการเตรียมชิ้นทดสอบง่าย หลังจากยึดชิ้นงานเข้ากับเนื้อฟันแล้วไม่ต้องมีกระบวนการเตรียมอีก แต่จากการศึกษาพบว่าจะเกิดการกระจายแรงไม่สม่ำเสมอ (non uniform stress distribution) ค่อนข้างสูง[62] นิยมใช้ในการทดสอบวัสดุของบริษัทและสถาบันวิจัยและประเมินประสิทธิภาพของวัสดุยึดติดชนิดใหม่ๆ เนื่องจากทำได้ง่ายได้มาตรฐาน และสามารถเก็บข้อมูลได้จำนวนมาก

2. การทดสอบกำลังแรงยึดเฉือนระดับจุลภาค (microshear bond strength) ถูกเสนอครั้งแรกโดย Shimada และคณะ[63] ในปี 2002 ข้อดีคือ วิธีการทดสอบง่าย และได้ชิ้นทดสอบหลายชิ้นจากฟัน 1 ซี่ โดยการใช้แท่งเรซินคอมโพสิตเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.7 มิลลิเมตร ยึดลงบนเนื้อ

ฟัน โดยกำหนดชั้นความหนาของซีเมนต์ที่ใช้ยึดด้วยแผ่นเทป เมื่อมีแรงกระทำจะเกิดการกระจายแรงไม่สม่ำเสมอเช่นเดียวกับการวัดค่ากำลังแรงยึดแบบเฉือนระดับมหภาค ความล้มเหลวจะเกิดในวัสดุมากกว่าเกิดบริเวณรอยต่อ [64] ซึ่งในทางคลินิกจะพบได้น้อย และการวัดกำลังแรงยึดเฉือนเหมาะสมในการประเมินประสิทธิภาพการยึดอยู่ของซีเมนต์ชนิดกรดด่าง (acid-base cement)[22] เช่น แก้วไอโอโนเมอร์ และเคลือบฟันซึ่งไม่สามารถเตรียมชิ้นทดสอบและวิธีการทดสอบกำลังแรงยึดดึงได้

3. การทดสอบกำลังแรงยึดดึงระดับมหภาค (macrotensile bond strength/push out)[65] ไม่นิยมใช้ มักใช้วัดกำลังแรงยึดของซีเมนต์กับวัสดุแข็ง เช่น เซรามิก โลหะ และทดสอบการยึดอยู่ของเดือยฟันในคลองรากฟัน การแตกหักจะเกิดบริเวณรอยต่อมากกว่าการวัดกำลังแรงยึดเฉือน ซึ่งจะได้ค่าที่เป็นค่ากำลังแรงยึดที่แท้จริง อย่างไรก็ตามผลที่เกิดขึ้นยังขึ้นกับรูปร่างของชิ้นทดสอบ และการกระจายแรงในชิ้นทดสอบระหว่างทำการทดลอง

4. การทดสอบกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค (microtensile bond strength) พัฒนาวิธีการโดย Sano และคณะ[61] โดยเปรียบเทียบชิ้นทดสอบรูปนาฬิกาทรายที่มีส่วนคอดบริเวณชั้นยึดที่มีขนาดพื้นที่ 0.5 x 0.5 จนถึง 3.0 x 3.0 ตารางมิลลิเมตร สรุปได้ว่าพื้นที่หน้าตัดขนาดเล็กจะทำให้ค่ากำลังแรงยึดที่วัดได้สูงกว่าการวัดค่ากำลังแรงยึดมหภาค 2-4 เท่า และลดอัตราการแตกหักในเนื้อฟันหลังการทดสอบ เนื่องจากขนาดพื้นที่หน้าตัดขนาดเล็กจะพบรอยวิการในชิ้นทดสอบในปริมาณที่ต่ำมาก และมีการกระจายความเค้นสม่ำเสมอ ตามทฤษฎีของ Griffith ที่กล่าวว่ากำลังแรงยึดดึงของวัสดุที่มีความเปราะ (brittle material) จะมีค่าลดลงเมื่อเพิ่มพื้นที่หน้าตัดของชิ้นทดสอบ เนื่องจากชิ้นทดสอบที่มีพื้นที่หน้าตัดกว้างก็จะมีจุดบกพร่องมากตามไปด้วย รวมทั้งจะมีฟองอากาศ การแยกเฟส (phase separation) พื้นผิวที่ขรุขระ ความหนาของชั้นวัสดุที่ไม่เท่ากัน ส่งผลต่อการกระจายความเครียดไม่เท่ากัน Pashley และคณะ[66] เสนอว่าการที่ชิ้นทดสอบมีพื้นที่หน้าตัดขนาดเล็กจะช่วยให้เกิดการกระจายความเค้นที่สม่ำเสมอ กำลังแรงยึดและความล้มเหลวของการยึดจะใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด Phrukkanon และคณะ[67] ได้ศึกษารูปร่างและพื้นที่ผิวตัดขวางของชิ้นทดสอบที่มีผลต่อการทดสอบกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค โดยเปรียบเทียบพื้นที่ผิวตัดขวางระหว่าง 1.1, 1.5 และ 3.1 ตารางมิลลิเมตร และรูปร่างทรงกลมและสี่เหลี่ยม พบว่า ชิ้นทดสอบพื้นที่

ผิวน้อยจะให้ค่ากำลังแรงยึดที่สูงกว่าพื้นที่ผิวมาก ซึ่งอาจเป็นเพราะในชิ้นทดสอบพื้นที่ผิวน้อยจะเกิดจุดบกพร่องน้อยกว่า ส่วนรูปร่างของพื้นที่ผิวตัดขวางไม่ผลต่อการทดสอบกำลังแรงยึดดึงน้อยมาก

ข้อดีและข้อจำกัดของการวัดกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค[66]

ข้อดี

1. อนุรักษ์ฟัน
2. สามารถประเมินกำลังแรงยึดในบริเวณต่าง ๆ ได้ ไม่ว่าจะเป็นบริเวณเล็ก ๆ หรือบริเวณพื้นผิวที่ไม่เรียบ
3. สามารถประเมินผลของความหนาของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ได้
4. สามารถประเมินความผันแปรระหว่างฟันและในฟันซี่เดียวกันได้
5. สามารถประเมินกำลังแรงยึดในผนังโพรงฟันต่างๆในวัสดุบูรณะได้
6. เกิดการแตกหักบริเวณยึดติด (adhesive failure) จำนวนมาก และแตกหักภายในวัสดุหรือเนื้อฟัน (cohesive failure) น้อย
7. ค่ากำลังแรงยึดที่วัดได้สูง
8. สามารถวัดกำลังแรงยึดในเนื้อฟันบริเวณต่าง ๆ ได้
9. ผลิตชิ้นทดสอบได้หลายชิ้นจากฟัน 1 ซี่ และค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสามารถคำนวณได้จากฟัน 1 ซี่
10. สามารถใช้กล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดตรวจสอบบริเวณแตกหักได้
11. ในขณะทำการทดสอบกำลังแรงยึดดึง จะเกิดแรงเฉือนน้อย
12. สามารถทดสอบอายุการใช้งานของวัสดุได้ดี เนื่องจากพื้นที่ผิวหน้าตัดน้อย ทำให้เกิดการซึมผ่านของสารน้ำที่ใช้แช่ได้ง่าย

ข้อจำกัด

1. วิธีการเตรียมชิ้นทดสอบยุ่งยาก ใช้เวลาและแรงงานมาก

2. วัสดุที่มีแรงยึดน้อยกว่า 5 เมกะปาสคาล จะไม่สามารถวัดกำลังแรงยึดได้ เนื่องจากแตกหักระหว่างการเตรียมชิ้นทดสอบ

3. ชิ้นทดสอบมีขนาดเล็ก มีโอกาสที่จะสูญเสียความชื้นได้ง่าย

4. ชิ้นทดสอบแตกหักได้ง่าย

5. ต้องใช้เครื่องมือวัดพิเศษ

6. ขาดข้อมูลจากการทดสอบ เช่น ความล้มเหลวก่อนการทดสอบ หรือการแตกหักบริเวณที่ใช้ทดสอบ

รูปร่างของชิ้นทดสอบกำลังแรงยึดดึงระดับจุลภาค

1. ชิ้นทดสอบรูปแท่ง (stick)

2. ชิ้นทดสอบรูปดัมเบลล์ (dumbbell) เสนอโดย Nakabayashi[22] โดยยึดหลักการที่ว่า รูปร่างของชิ้นทดสอบต้องไม่เหนี่ยวนำให้เกิดการแตกหักของเนื้อฟัน จึงได้เสนอชิ้นทดสอบรูปดัมเบลล์แบบย่อส่วน (miniaturized dumbbell) โดยยึดตามมาตรฐานสากล ISO/TC 106 ทันตกรรม ว่าด้วยการวัดกำลังแรงยึดดึงของเนื้อฟันมนุษย์ โดยเตรียมชิ้นทดสอบจากฟันวัวให้มีลักษณะคอดบริเวณรอยต่อของสารยึดติดกับเนื้อฟัน 7.0 x 2.0 ตารางมิลลิเมตร ทำให้สามารถควบคุมแรงที่กระทำบนบริเวณยึดติด (bonding area) ทำให้เกิดการแตกหักที่รอยต่อของชั้นยึด (adhesive failure) แต่เนื่องจากฟันมนุษย์มีขนาดเล็ก Arao และ Nakabayashi[68] จึงปรับปรุงขนาดชิ้นทดสอบให้เล็กลง โดยลดพื้นที่หน้าตัดบริเวณชั้นยึดติดให้มีขนาด 3.0 x 2.0 ตารางมิลลิเมตร โดยยังคงลักษณะรูปร่างของความโค้งแบบเดิม เรียกว่ามินิดัมเบลล์ (mini-dumbbell specimens)[13] มินิดัมเบลล์เหมาะสมสำหรับการวัดกำลังแรงยึดดึงของสารยึดกับเนื้อฟัน แต่ไม่เหมาะในการทดสอบกับเคลือบฟัน เนื่องจากกำลังแรงยึดดึงของสารยึดกับเคลือบฟันมีค่าสูงกว่ากำลังแรงยึดของรอยต่อ

ระหว่างชั้นเคลือบฟันและเนื้อฟัน (dento-enamel junction) ทำให้เกิดการแตกหักที่ชั้นรอยต่อเคลือบฟันและเนื้อฟันเป็นจุดแรก จึงไม่สามารถคำนวณหาค่ากำลังแรงยึดกับชั้นเคลือบฟันที่แท้จริงได้

3. ชิ้นทดสอบรูปนาฬิกาทราย (hourglass shape) เสนอโดย Sano และคณะ[61] ซึ่งใช้วัสดุยึดติดประเภทเรซิน ยึดแท่งเรซินคอมโพสิตบนเนื้อฟันที่เผยผึ่ง หลังจากบ่มตัวแล้วนำไปแช่น้ำและเก็บไว้ตู้ควบคุมอุณหภูมิ จากนั้นตัดด้วยเลื่อยเคลือบกากเพชรแบบหมุนช้า (low speed diamond saw) ในแนวดิ่งเป็นหลาย ๆ ชิ้น จะได้ชิ้นทดสอบที่ครึ่งหนึ่งเป็นเนื้อฟันและครึ่งหนึ่งเป็นเรซินคอมโพสิต จากนั้นใช้หัวกรอกากเพชรแบบละเอียดกรอบริเวณรอยต่อให้เป็นรูปนาฬิกาทรายเพื่อให้เกิดความเค้นสูงสุดบริเวณรอยต่อ นำปลายทั้งสองข้างตรึงติดกับด้ามยึด (microgrip) ยึดด้วยกาวไซยาโนอะไครเลต (cyanoacrylate) นำเข้าทดสอบด้วยเครื่องทดสอบสากลใช้กำลังแรงดึง 1 มิลลิเมตรต่อนาที หลังจากทดสอบจนแตกหักแล้วประเมินผลการแตกหัก (mode of fracture) ด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย 10 เท่า จะพบว่า เมื่อวาดกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่ากำลังแรงยึดดึงกับพื้นที่ผิวยึดติดจะเป็นกราฟเอ็กโปเนนเชียล (exponential) คือ ค่ากำลังแรงยึดดึงเพิ่มขึ้นเมื่อลดพื้นที่ผิวยึดติด บริเวณพื้นที่หน้าตัดที่มากที่สุด (0.07-0.12 ตารางเซนติเมตร) จะเกิดความล้มเหลวในวัสดุโดยมีค่ากำลังแรงยึดประมาณ 15-20 เมกะปาสคาล แต่ถ้าพื้นที่หน้าตัดต่ำกว่า 0.02 ตารางเซนติเมตร จะเกิดความล้มเหลวในชั้นยึดทั้งหมด และค่ากำลังแรงยึดจะเพิ่มขึ้นเป็น 50-60 เมกาปาสคาล ผลจากการลดพื้นที่หน้าตัดแล้วกำลังแรงยึดมีค่าเพิ่มขึ้นนั่นเอง เนื่องจากจุดบกพร่องในชิ้นทดสอบน้อยลงหรือความเค้นที่เพิ่มขึ้นภายในพื้นที่ผิวยึดติด

ปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่อค่ากำลังแรงยึด

ฟันที่ใช้ในการทดสอบ

พบว่าการใช้ฟันมนุษย์ในการทดสอบดีกว่าฟันวัว และเนื้อฟันชั้นลึก (deep dentin) ให้ค่ากำลังแรงยึดต่ำว่าชั้นบน ๆ (superficial dentin) เนื่องจากเนื้อฟันชั้นลึกมีความชื้นและการซึมผ่านสูงกว่า[69, 70] ซึ่งอาจทำให้เกิดการเจือจางหรือรบกวนสารยึด เนื้อฟันด้านบดเคี้ยวให้กำลังแรงยึดต่ำกว่าด้านประชิดหรือด้านแก้ม การใช้ฟันกรามซี่ที่สามที่ยังไม่ขึ้นจะมีความชื้นและการซึมผ่านมากกว่าฟันที่ขึ้นแล้ว ในฟันที่มีการบูรณะ มีรอยผุหรือสึก จะมีเนื้อฟันกระด้างซึ่งจะถูกกรดกัดได้น้อยกว่าและท่อเนื้อฟันจะถูกอุดตันโดยผลึกแร่ธาตุ ดังนั้นกำลังแรงยึดจะต่ำกว่าฟันกรามซี่ที่สามที่ยังไม่ขึ้น และเนื้อฟันที่ไม่มีพยาธิสภาพ

การเตรียมชิ้นทดสอบ

การเตรียมพื้นผิวเนื้อฟันก่อนทดสอบ ใช้กระดาษทรายเคลือบอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ หรือ ซิลิกอนคาร์ไบด์ ความละเอียด 320-1200 กริท แต่สำหรับฟันในช่องปากจะใช้หัวกรอกากเพชรหรือคาร์ไบด์ ซึ่งจะมีความแตกต่างของชั้นสเมียร์ที่เกิดขึ้น สำหรับการใช้กระดาษทรายที่ความละเอียดต่ำกว่าจะทำให้เนื้อฟันขรุขระมากกว่าความละเอียดสูง Mowery และคณะ [71] รายงานว่าการใช้กระดาษทรายเคลือบซิลิกอนคาร์ไบด์ความละเอียด 600 กริท จะให้ค่ากำลังแรงดึงเฉือนต่ำกว่าความละเอียด 60 กริท Finger[72] พบว่าค่ากำลังแรงยึดดึงมีความแตกต่างกันเล็กน้อยระหว่างเนื้อฟันที่ขรุขระแตกต่างกัน ส่วน McInnes และคณะ[73] พบว่า พื้นผิวของเนื้อฟันที่ขรุขระมีผลเพียงเล็กน้อยต่อค่ากำลังแรงยึดเฉือน

หลักเกณฑ์การทดสอบกำลังแรงยึดของวัสดุต่อฟันตามมาตรฐาน ISO/TS 11405 [74]

การเลือกฟัน

ทดสอบโดยใช้ฟันกรามหรือฟันกรามน้อยของมนุษย์ หรือฟันตัดล่างของฟันวัวที่อายุไม่เกิน 5 ปี ถ้าทดสอบกำลังแรงยึดของเนื้อฟันมนุษย์ควรใช้เนื้อฟันระดับตื้น และควรใช้ฟันกรามซี่ที่ 3 จากผู้ป่วยอายุ 16-40 ปี ควรทำการทดสอบหลังจากถอนฟันไม่เกิน 6 เดือน ถ้าเกิน 6 เดือนจะมีการเสื่อมสภาพของเนื้อฟัน ฟันที่ใช้ทดสอบต้องไม่มีรอยผุ วัสดุบูรณะและรักษารากฟัน ยกเว้นวัสดุบูรณะขนาดเล็กและตื้นซึ่งไม่เกี่ยวข้องกับบริเวณทดสอบ

วิธีการเก็บฟัน

หลังจากถอนฟันควรล้างด้วยน้ำไหลผ่าน กำจัดเลือดและเนื้อเยื่อที่ติดอยู่ เก็บฟันไว้ในน้ำกลั่น หรือสารละลายคลอรามีน ที ไตรไฮเดรต (chloramine-T trihydrate) ความเข้มข้นร้อยละ 0.5 ไม่เกิน 1 สัปดาห์ หลังจากนั้นเก็บในที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส หรือเก็บที่ต่ำกว่าอุณหภูมิ -5 องศาเซลเซียส และควรเปลี่ยนสารที่ใช้แช่เป็นช่วง ๆ

การเตรียมพื้นผิวเนื้อฟัน

เนื้อฟันมีความไวต่อความแห้งมาก ดังนั้น ขั้นตอนการเตรียมต้องใช้น้ำหล่อตลอดเวลา ถ้าปล่อยให้แห้งจะเกิดการเปลี่ยนแปลงของการยึดติด การยึดฟันควรใช้ปูนหิน (stone) หรือเรซินชนิดบ่มเองโดยไม่เกิดความร้อน ตัดระนาบของฟันด้วยแผ่นคาโบลันดัม ผิวเนื้อฟันขัดด้วยกระดาษทรายซิลิโคนความละเอียด 600 กริท หล่อด้วยน้ำตลอดเวลา

การยึดด้วยสารยึด

ควรใช้ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ถ้าไม่มีให้ล้างน้ำก่อน 10 วินาที และกำจัดน้ำบนพื้นผิวด้วยกระดาษซับที่ปราศจากขุย หรือเป่าลมซึ่งปราศจากละอองน้ำมันเบา ๆ ผสมวัสดุตามคู่มือ ควรทำภายใต้อุณหภูมิ 23±2 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 50±5

การเก็บชิ้นทดสอบและการเร่งอายุชิ้นทดสอบ

ก่อนทดสอบเก็บชิ้นทดสอบในน้ำอุณหภูมิ 37±2 องศาเซลเซียส 24 ชั่วโมง ซึ่งเป็นเวลาเพียงพอที่จะทดสอบสมบัติทนต่อน้ำของวัสดุ อาจทำเทอร์โมไซคลิง (thermocycling) ที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส เพื่อจำลองการมีอายุ ซึ่งจำแนกได้ดังนี้

- ชนิดที่ 1 การทดสอบระยะสั้น แช่ในน้ำอุณหภูมิ 37±2 องศาเซลเซียส 24 ชั่วโมง
- ชนิดที่ 2 การทำเทอร์โมไซคลิง (thermocycling) ที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส 500 รอบ หลังจากแช่ในน้ำอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส 20-24 ชั่วโมง
- ชนิดที่ 3 การทดสอบระยะยาว แช่ในน้ำอุณหภูมิ 37±2 องศาเซลเซียสอย่างน้อย 6 เดือน

วิธีการทดสอบแรงดึง

การทดสอบควรทำภายใต้อุณหภูมิ 23±2 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 50±5 ยึดชิ้นทดสอบกับเครื่องมือทดสอบโดยวัสดุที่ไม่มีแรงกระทำต่อชิ้นทดสอบ อัตราความเค้นผ่านแรงดึงด้วยความเร็วหัวจับ (cross-head speed) 0.75±0.30 มิลลิเมตรต่อนาที หรือให้น้ำหนักของหัวจับที่อัตรา (load rate) 50±2 นิวตันต่อนาที

บทที่ 3
ระเบียบวิธีวิจัย

ประชากร (Population)

ฟันกรามมนุษย์ (Human molar)

กลุ่มตัวอย่าง (Sample)

ฟันกรามที่ถูกถอนด้วยเหตุผลทางคลินิก

ตัวแปรที่ใช้ในงานวิจัย

ตัวแปรอิสระ (Independent variables) คือ เนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบและไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิง

ตัวแปรตาม (Dependent variables) คือ ค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

เกณฑ์การคัดเข้า

1. ฟันกรามที่ถูกถอนด้วยเหตุผลทางคลินิก โดยไม่มีรอยผุ หรือวัสดุบูรณะ
2. ถอนเก็บไว้ไม่เกิน 6 เดือน ล้างและเก็บไว้น้ำกลั่น ที่อุณหภูมิต่ำกว่า -5 องศาเซลเซียส

เกณฑ์การคัดออก

1. ฟันที่มีพยาธิสภาพบริเวณตัวฟัน เช่น มีรอยผุ
2. ฟันที่มีรอยแตกร้าว
3. ฟันที่มีลักษณะผิดปกติ เช่น ผิวเคลือบเจริญพร่อง
4. ฟันที่ได้รับการบูรณะหรือรักษาคลองรากฟัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

1. เรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดโคต (Hybrid coat®) ของบริษัท ซันเมดิคอลจำกัด (Sun Medical Co.,Ltd.)

2. เรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟทู (Panavia F2.0®) ของบริษัทคูราเรย์จำกัด (Kuraray Co.,Ltd.)

3. เรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B®) ของบริษัทซันเมดิคอลจำกัด (Sun Medical Co.,Ltd.)

4. กรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37

5. เรซินคอมโพสิตผลิตภัณฑ์ฟิลเทกแซด 250 (Filtek Z250®) ของบริษัทสามเอ็มเอสเป (3M ESPE)

6. เทปกาวหนา 80 ไมโครเมตร

7. แผ่นพลาสติกใสหนา 2 มิลลิเมตร

8. กระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ ความละเอียด 600 กริท (siliconcarbide abrasive paper 600 grit, Imptech, Boksburg, South Africa)

9. กาวยึดโมเดลรีแพร์ (Model repair II Blue)

10. กาวอัลฟาไซยาโนอะไครเลต (α-Cyanoacrylate, Kato, Japan)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. เครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Isomet 1000, series 15, Buehler, Lake Bluffil, USA)

2. เครื่องทดสอบแรงแบบสากล (Universal testing machine, Shimadzu, model 99-FM-00-02, UK)

3. เครื่องขัดผิววัสดุอัตโนมัติ (Automatic polishing machine, DPS 3200, IMPTECH, South Africa)

4. เครื่องพ่นอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซต์เพ็นบลาสเตอร์ทู (Penblaster II, Shofu, Japan)

5. เวอร์เนียแคลิปเปอร์ดิจิตอล (Vernier digimatic caliper, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan)

6. เครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิก (Ultrasonic cleaner, Branson 5210, Model UGT-1990QTD, China)

7. ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator, Contherm scientific Ltd., New Zealand)

8. เครื่องฉายแสง (EliparTM S10, 3M ESPE, USA)

9. เครื่องดูดความชื้น (Dry keeper, JEOL company, Tokyo, Japan)

10. เครื่องเคลือบชิ้นตัวอย่างด้วยอนุภาคทอง (Gold coater, JFC-1200, JEOL company, Tokyo, Japan)

11. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope, JSM-5410LV, Tokyo, Japan)

Chulalongkorn University

ตารางที่ 1 แสดงรายละเอียดของวัสดุที่ใช้ในงานวิจัย

Material	Product	Batch No.		Composition	Manufacturer
Resin coating	Hybrid coat®	VX1	Base	Methacrylate monomers 50% - Methyl methacrylate (MMA) - 4-methacryloxyethyltrimellitic acid anhydride (4-META) - Tris(2-hydroxyethyl)-isocyanurat-triacrylate (THIT) - 2- hydroxyethyl methacrylate (HEMA) Acetone<45%, Water<25%	Sun Medical Co. Ltd, Moriyama, Japan
			Coat sponge	Polyurethane foam 80% Sodium p-toluenesulfinate (p-TSNa) 10% Aromatic amine 10%	
Resin cement	Panavia F 2.0®	051393	A paste	10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) Hydrophobic aromatic dimethacrylate Hydrophobic aliphatic dimethacrylate Hydrophillic aliphatic dimethacrylate Silanated silica filler Silanated colloidal silica dl-Camphoquinone Catalyst, Initiators	Kuraray medical, Okayama, Japan

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

		B paste	Hydrophobic aromatic dimethacrylate Hydrophobic aliphatic dimethacrylate Hydrophillic aliphatic dimethacrylate Silanated barium glass filler Surface treated sodium fluoride Catalysts, Accelerators, Pigments	
		ED primer II - Liquid A	2- hydroxyethyl methacrylate (HEMA) 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) N-Methacryloyl-5-aminosalicylic acid Accelerators, Water	
		- Liquid B	N-Methacryloyl-5-aminosalicylic acid Water, Catalysts, Accelerators	
		Oxyguard II	Glyceron, Polyethyleneglycol, Catalysts, Accelerators, Dyes	
Superbond C&B®	EW2	Monomer	Methyl methacrylate (MMA) 4-methacryloxyethyltrimellitic acid anhydride (4-META)	Sun Medical Co. Ltd, Moriyama, Japan
		Polymer	Poly (Methyl methacrylate) (PMMA) Metal oxides	

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

			Catalyst V: Partially oxidized tri-n-butylborane (TBB-O) Hydrocarbon Green activator: Citric acid ,ferric chloride, water	
Resin composite	Filtek Z250®	N260175	Silane treated ceramic Bisphenol a polyethylene glycol dietherdimethacrylate(BISEMA6), Diurethanedimethacrylate (UDMA) Bisphenol a diglycidyl ether dimethacrylate (BISGMA) Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) Benzotriazol Ethyl 4-dimethyl aminobenzoate (EDMAB)	3M ESPE, USA

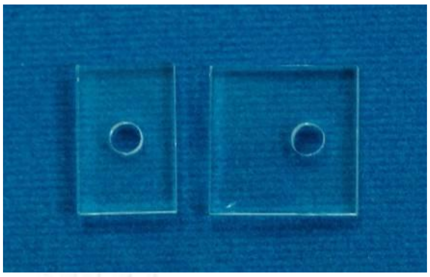
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 2 แสดงเรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดโคต

รูปที่ 3 แสดงเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟทู

รูปที่ 4 แสดงเรซินซีเมนต์ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี

รูปที่ 5 แสดงเรซินคอมโพสิต



รูปที่ 6 แสดงแผ่นพลาสติกใสหนา 2 มิลลิเมตร

รูปที่ 7 แสดงกาวยึดโมเดลรีแพร์

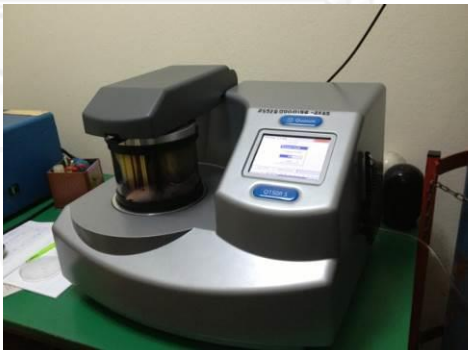
รูปที่ 8 แสดงเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ

รูปที่ 9 แสดงเครื่องทดสอบแรงแบบสากล

รูปที่ 10 แสดงเวอร์เนียแคลิปเปอร์ดิจิตอล

รูปที่ 11 แสดงเครื่องฉายแสงชนิดชนิดแอลอีดี (LED)

รูปที่ 12 แสดงตู้ควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 13 แสดงเครื่องเคลือบชิ้นตัวอย่างด้วยอนุภาคทอง

รูปที่ 14 แสดงกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้รับอนุญาตจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ จธ 17/2554 เพื่อศึกษาผลของเรซินโคตทิงที่มีต่อกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน โดยใช้กลุ่มตัวอย่างเป็นฟันกรามมนุษย์ที่ไม่มีพยาธิสภาพถูกถอนด้วยเหตุผลทางคลินิกจำนวน 40 ซี่ ผลิตภัณฑ์เรซินโคตทิง 1 ชนิด และเรซินซีเมนต์ 2 ชนิด โดยผลิตภัณฑ์ทั้งหมดอยู่ในสภาพดี และมีอายุการใช้งานมากกว่า 6 เดือนนับจากวันที่เริ่มทำการทดลองการทดลองจะแบ่งกลุ่มการทดลองเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ซี่ คือ กลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟัน 2 กลุ่ม และกลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงไฮบริดโคต 2 กลุ่ม หลังจากนั้นนำไปยึดกับแท่งเรซินคอมโพสิตด้วยเรซินซีเมนต์ทั้ง 2 ชนิด นำไปเตรียมเป็นชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ ซึ่งฟัน 1 ซี่ เตรียมชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ได้ 1 ชิ้น โดยการทดลองแบ่งออกเป็น 2 ตอน ได้แก่

ตอนที่ 1 ทดสอบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันแต่ละกลุ่มโดยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล

ตอนที่ 2 ศึกษารูปแบบความล้มเหลวของชิ้นทดสอบภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงโดยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ขั้นตอนรายละเอียดวิธีดำเนินการวิจัย แบ่งเป็น 5 ขั้นตอน ดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 เตรียมเนื้อฟันทดสอบและแท่งเรซินคอมโพสิต

เตรียมเนื้อฟันทดสอบ

1. นำฟันกรามมนุษย์ที่ไม่มีพยาธิสภาพถูกถอนด้วยเหตุผลทางคลินิกจำนวน 40 ซี่ เก็บรักษาตามมาตรฐานไอเอสโอ/ทีเอส 11405 (ISO/TS 11405) ล้างฟันด้วยน้ำกลั่น และไว้ที่อุณหภูมิห้องนาน 15 นาที ทำการยึดส่วนรากฟันลงในแท่นหล่ออิพอกซีเรซิน

2. ตัดฟันด้านบดเคี้ยวในแนวตั้งฉากกับแนวแกนฟันออกประมาณ 3 มิลลิเมตร ด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Isomet 1000®, Buehler, USA) ที่มีน้ำหล่อตลอดเวลาด้วยความเร็ว 450 รอบต่อนาที แรงกด 150 นิวตัน จากนั้นขัดผิวเนื้อฟันด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ (SiC) ความละเอียด 600 กริท ภายใต้น้ำหล่อ แล้วทำความสะอาดผิวเนื้อฟันด้วยการฉีดน้ำและลมพร้อมกันจากทริปเปิลไซริง ที่แรงดัน 40-50 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว ด้วยระยะห่าง 10 มิลลิเมตร เป็นเวลา 10 วินาที

เตรียมแท่งเรซินคอมโพสิต

1. อุดเรซินคอมโพสิต (Filtek Z250®,3M ESPE, USA) ลงในแม่แบบซิลิโคนขนาด 5x7x8 มิลลิเมตร (กว้าง x ยาว x สูง) โดยอุดทีละชั้น หนาไม่เกินชั้นละ 2 มิลลิเมตร ฉายแสงชั้นละ 20 วินาที ด้วยเครื่องฉายแสง (EliparTM S10, 3M ESPE, USA) ซึ่งมีความเข้มแสง 1200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร

2. นำแท่งเรซินคอมโพสิตออกจากแม่แบบซิลิโคนแล้วฉายแสงด้านที่จะยึดกับเนื้อฟันอีก 20 วินาที จากนั้นขัดผิวด้านที่จะยึดกับเนื้อฟันให้เรียบด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ความละเอียด 600 กริท แล้วพ่นด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ (Al_2O_3) ขนาด 50 ไมโครเมตร ที่ความดัน 0.1 เมกะปาสคาล ระยะห่าง 10 มิลลิเมตร นาน 5 วินาที

3. ทำความสะอาดด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิก (ultrasonic cleaner, Model UGT-1990QTD, China) เป็นเวลา 2 นาที

4. เป่าแห่งเรซินคอมโพสิตให้แห้งด้วยลมที่ปราศจากละอองน้ำมันและในภาชนะที่มีฝาปิดมิดชิดเพื่อรอใช้ในขั้นตอนต่อไป

ขั้นตอนที่ 2 เคลือบเนื้อฟันทดสอบด้วยเรซินโคตทิง

1. แบ่งฟันที่ถูกตัดแล้วออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ กลุ่มที่ 1 ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟัน กลุ่มที่ 2 เคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงไฮบริดโคตโดยหยดส่วนเหลว (base) ของเรซินโคตทิงลงในถาดหลุม ใช้ฟองน้ำ (coat sponge) ชุบส่วนเหลวและทาให้ทั่วเนื้อฟัน 2 รอบ ทิ้งไว้ 20 วินาที เป่าลมเบา ๆ 10 วินาที ฉายแสง 10 วินาทีด้วยเครื่องฉายแสง (ElipарTM S10, 3M ESPE, USA) ซึ่งมีความเข้มแสง 1200 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร

2. นำฟันทั้ง 2 กลุ่มไปเก็บในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator, Contherm scientific Ltd., New Zealand) ที่ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ขั้นตอนที่ 3 ยึดแท่งเรซินคอมโพสิตและเนื้อฟันทดสอบด้วยเรซินซีเมนต์

1. แบ่งฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงเป็น 2 กลุ่ม และผ่านการเคลือบเนื้อฟันเป็น 2 กลุ่ม ๆ ละ 10 ซี่ ก่อนนำมายึดกับแท่งเรซินคอมโพสิตด้วยเรซินซีเมนต์ 2 ผลิตภัณฑ์ ได้แก่ พานาเวียเอฟทูและซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี โดยพานาเวียเอฟทูใช้ยึดชิ้นงานกลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันและกลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงอย่างละ 1 กลุ่ม และซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีใช้ยึดชิ้นงานกลุ่มฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันและกลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงอย่างละ 1 กลุ่ม

2. กำหนดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์โดยใช้เทปกาวหน้าเดียวที่มีความหนาประมาณ 80 ไมโครเมตรและไม่ทำปฏิกิริยากับเรซินซีเมนต์ โดยปิดเทปกาวลงบนเนื้อฟันและเว้นช่องตรงกลางไว้เพื่อเป็นที่อยู่ของเรซินซีเมนต์

3. ผสมเรซินซีเมนต์ตามวิธีการอัตราส่วนและเวลาทำงานที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ จากนั้นยึดแท่งเรซินคอมโพสิตเข้ากับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์โดยขอบของแท่งคอมโพสิตทั้งสี่ด้านจะวางทับอยู่บนเทปกาว กดแท่งคอมโพสิตด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม เป็นเวลา 10 นาที สำหรับกลุ่มที่ใช้พานาเวียเอฟทู ทำการฉายแสงบริเวณรอยต่อทั้งสี่ด้าน ด้านละ 20 วินาที

4. เก็บชิ้นทดสอบทั้งหมดไว้ที่อุณหภูมิห้อง 25 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นนำชิ้นทดสอบเก็บในตู้ควบคุมอุณหภูมิ ที่ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

Chulalongkorn University

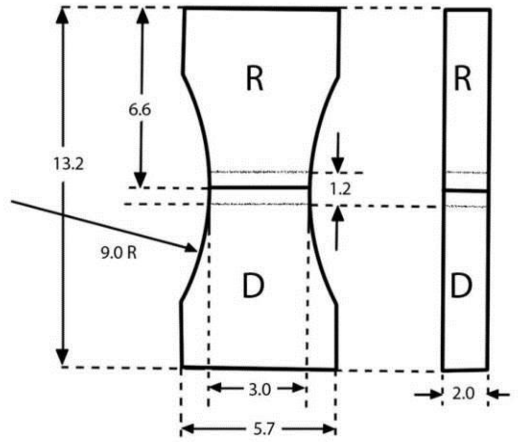
ขั้นตอนที่ 4 การเตรียมชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์และการทดสอบกำลังแรงยึดดึง

การเตรียมชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์[22]

1. ตัดชิ้นงานขนานกับแนวแกนฟัน ด้วยเครื่องตัดฟันที่มีน้ำหล่อตลอดเวลา ความเร็ว 450 รอบต่อนาที แรงกด 150 นิวตัน ให้ได้ชิ้นทดสอบสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาดหนา 2 มิลลิเมตร กว้าง 5.7 มิลลิเมตร

2. วาดแบบมินิดัมเบลล์โดยใช้แบบโลหะมินิดัมเบลล์เป็นแม่แบบ วางแบบโลหะบนชิ้นทดสอบแล้วใช้ดินสอปลายแหลมวาดรูปมินิดัมเบลล์ขนาดความสูง 13.2 มิลลิเมตร กว้าง 5.7 มิลลิเมตร บริเวณรอยต่อตรงกลางกว้าง 3 มิลลิเมตร และโค้งไปตามรัศมีของวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 9 มิลลิเมตร ผิวด้านข้างตั้งฉากกับบริเวณรอยต่อสูง 1.2 มิลลิเมตร แบ่งเป็นความสูงในชั้นคอมโพสิต 0.6 มิลลิเมตร และความสูงในเนื้อฟัน 0.6 มิลลิเมตร

3. กรอแต่งโดยใช้หัวกรอกากเพชรรูปทรงกระบอก ด้วยเครื่องกรอฟันชนิดความเร็วสูง ที่มีน้ำหล่อตลอดเวลา ตรวจสอบขนาดด้วยเวอร์เนียแคลิปเปอร์ดิจิตอล (Absolute Digimatic, Intro TSC Co., Ltd., Japan) ความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งจะได้ชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ขนาดความหนา 2 มิลลิเมตร สูง 13.2 มิลลิเมตร กว้าง 5.7 มิลลิเมตร บริเวณรอยต่อตรงกลางกว้าง 3 มิลลิเมตร และโค้งไปตามรัศมีของวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 9 มิลลิเมตร

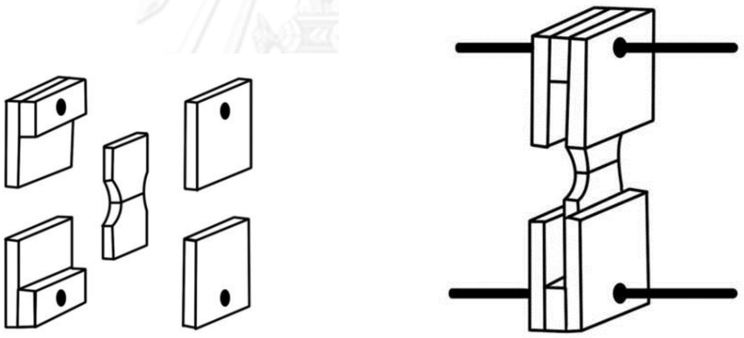


รูปที่ 15 แสดงขนาดของชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์

การทดสอบกำลังแรงยึดดึง

1. ทำการยึดปลายชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ทั้งสองข้างกับแผ่นพลาสติกซึ่งประกอบด้วยแผ่นพลาสติกขนาด 15x10 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร 1 แผ่น ถูกประกบด้วยแผ่นพลาสติกขนาด 15x15 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร 2 แผ่น ซึ่งเจาะรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร ห่างจากขอบ 3.5 มิลลิเมตร ยึดแผ่นพลาสติกทั้งหมดเข้ากับชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ด้วยกาวอัลฟาไซยาโนอะไครเลตและกาวยึดโมเดลรีแพร์ โดยให้รูของแผ่นพลาสติกทั้งสามแผ่นตรงกัน และยึดติดกับส่วนปลายของชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ทั้งสองด้านประมาณด้านละ 3 มิลลิเมตร รอจนกาวแห้งสนิท

2. ทดสอบกำลังแรงยึดดึง ด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล (Shimadzu, model 99-FM-00-02, UK) ความเร็วหัวจับ (cross-head speed) 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที ที่อุณหภูมิห้อง บันทึกค่ากำลังแรงยึดดึงสูงสุดที่ทำให้เกิดการแตกหักเป็นหน่วยเมกะปาสคาล (MPa)



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 16 แสดงขั้นตอนการยึดชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์เข้ากับแผ่นพลาสติก
และนำไปทดสอบกำลังแรงยึดดึงด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล

ขั้นตอนที่ 5 การศึกษารูปแบบความล้มเหลว

นำชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ที่ผ่านการดึงไปเข้าเครื่องดูดความชื้นเป็นเวลา 48 ชั่วโมง จากนั้นเคลือบพื้นผิวบริเวณที่เกิดการแตกหักด้วยอนุภาคทอง ด้วยเครื่องเคลือบชิ้นตัวอย่างด้วยอนุภาคทองโดยวิธีการสปัตเตอร์ (sputter) ตรวจสอบรูปแบบความล้มเหลวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope, JSM-5410LV, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 35 เท่า โดยรูปแบบความล้มเหลวที่เกิดขึ้นแบ่งได้ดังนี้

A : ความล้มเหลวเกิดระหว่างเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์
(Complete adhesive failure at dentin/resin cement interface)

B : ความล้มเหลวเกิดระหว่างเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเนื้อฟัน
(Partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on dentin surface)

C : ความล้มเหลวเกิดในชั้นเรซินซีเมนต์ (Cohesive failure within resin cement)

D : ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์
(Complete adhesive failure at resin coating/resin cement)

E : ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์ โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเรซินโคตทิง (Partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on coated dentin surface)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การวิเคราะห์ข้อมูล (Data analysis)

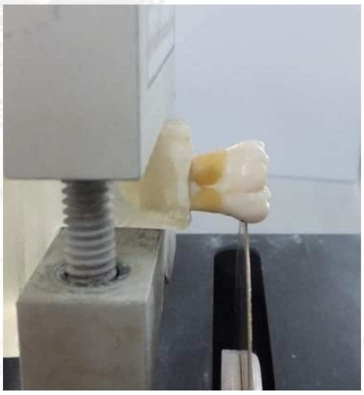
สถิติเชิงพรรณนา (Descriptive statistics) นำข้อมูลที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่ม โดยตรวจสอบการกระจายของข้อมูลก่อนว่ามีการแจกแจงแบบปกติหรือไม่ (normal distribution test) ด้วย One-sample Kolmogorov-Siminov test และตรวจสอบความแปรปรวนของข้อมูลแต่ละกลุ่มว่าเท่ากันหรือไม่ โดยทดสอบความเหมือนของค่าความแปรปรวน (Test of homogeneity of variance) ด้วยวิธีของ Levene หากข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติและแต่ละกลุ่มมีความแปรปรวนเท่ากัน จะใช้สถิติแบบพาราเมทริกซ์ (Parametric) ชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one way ANOVA) และ Tukey’s HSD แต่หากไม่สามารถทดสอบได้ว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ จะทำการทดสอบโดยใช้สถิติแบบนอนพาราเมทริกซ์ (Non-parametric) ได้แก่ Kruskal Wallis

การทดสอบทางสถิติที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ทำการทดสอบนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (α = 0.05) โดยโปรแกรมเอสพีเอสเอสรุ่น 17.0 (SPSS for window version 17.0, SPSS Inc., USA.)

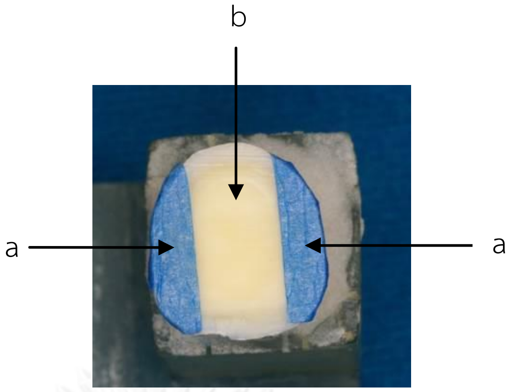
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 17 แสดงการยึดฟันลงในแท่นหล่ออิพอกซีเรซิน

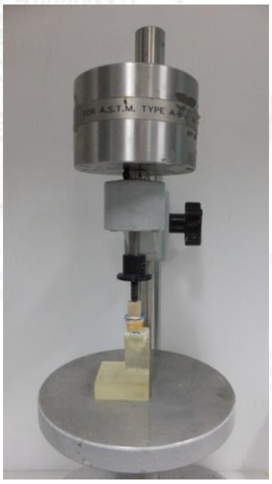


รูปที่ 18 แสดงการตัดฟันด้านบดเคี้ยวในแนวตั้งฉากกับแนวแกนฟัน

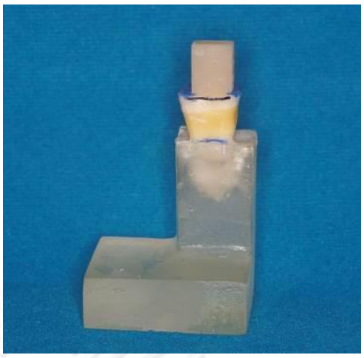
ออกประมาณ 3 มิลลิเมตร



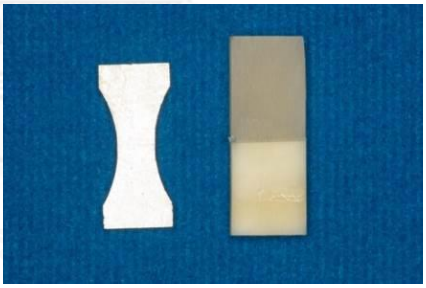
รูปที่ 19 แสดงการกำหนดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์โดยใช้เทปกาวหน้าเดียวที่มีความหนาประมาณ 80 ไมโครเมตร โดย a) คือแผ่นเทปกาว b) คือเนื้อฟัน



รูปที่ 20 แสดงการกดแท่งคอมโพสิตด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม ระหว่างการยึดแท่งเรซินคอมโพสิตกับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์

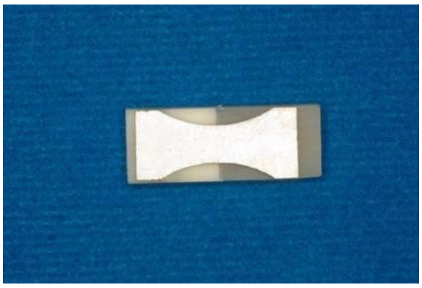


รูปที่ 21 แสดงชิ้นทดสอบที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์แล้ว

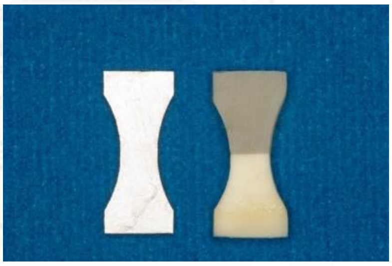


รูปที่ 22 แสดงแม่แบบโลหะมินิดัมเบลล์ (ซ้าย)

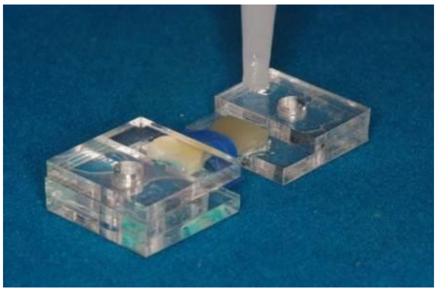
และชิ้นทดสอบที่ผ่านการตัดด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (ขวา)



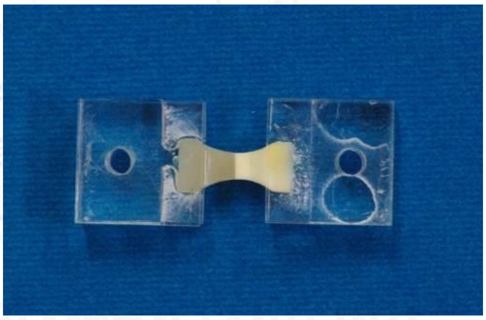
รูปที่ 223 แสดงการวางแม่แบบบนชิ้นทดสอบเพื่อวาดแบบมินิดัมเบลล์ลงบนชิ้นทดสอบ



รูปที่ 234 แสดงชิ้นทดสอบที่ผ่านการกรอแต่งให้เป็นรูปมินิดัมเบลล์ด้วยเครื่องกรอฟัน ชนิดความเร็วสูง (ขวา) และแม่แบบมินิดัมเบลล์ (ซ้าย)

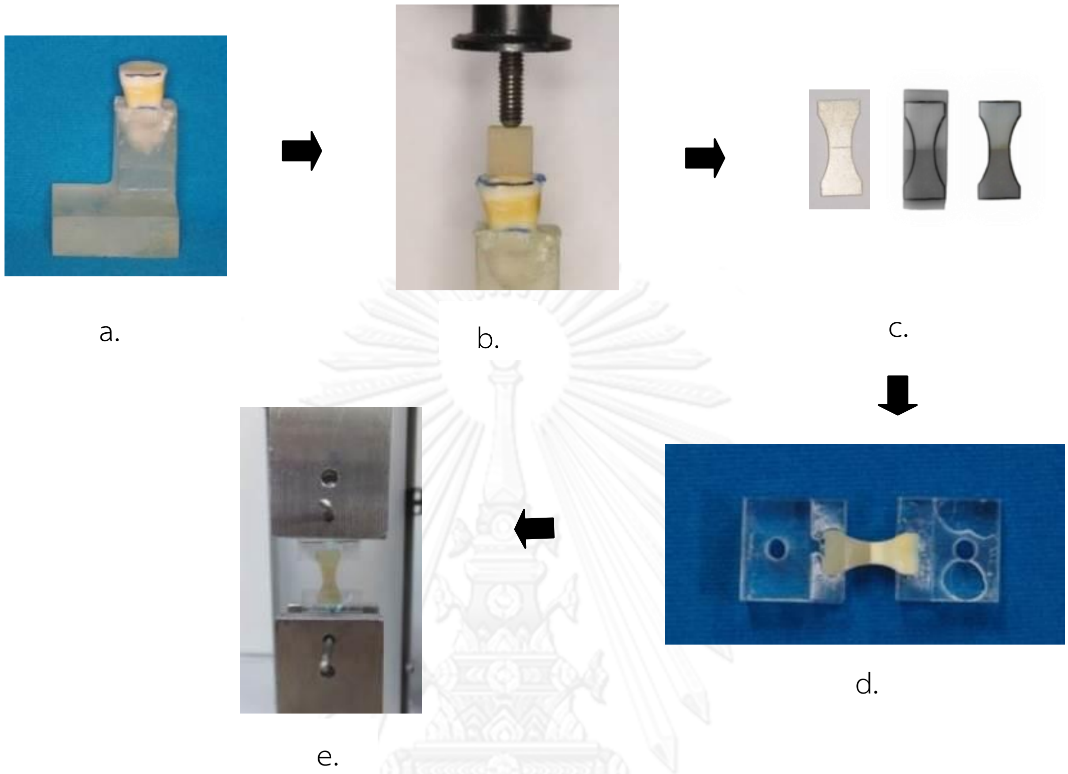


รูปที่ 245 แสดงการยึดปลายชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ทั้งสองข้างกับแผ่นพลาสติก



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รูปที่ 256 แสดงชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ที่ยึดกับแผ่นพลาสติกแล้ว



รูปที่ 267 ภาพสรุปขั้นตอนการเตรียมชิ้นทดสอบและการทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึง a) ซี่ฟันที่ส่วนรากฝังในแท่นอิพอกซีเรซิน และได้รับการตัดด้านบดเคี้ยวออกเพื่อเผยส่วนเนื้อฟัน b) ยึดแท่งเรซินคอมโพสิตเข้ากับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์ c) เตรียมชิ้นทดสอบให้มีรูปร่างแบบมินิดัมเบลล์ d) ยึดชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ด้วยแผ่นพลาสติกใส e) ตรึงชิ้นทดสอบเข้ากับเครื่องทดสอบแรงแบบสากล

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 4
ผลการทดสอบและการวิเคราะห์ข้อมูล

ตอนที่ 1 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันแต่ละกลุ่ม

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

Resin coaing	Resin cement	N	TBS (MPa)	Std.Deviation
G1: Non-coating group	Panavia F 2.0	10	9.59[a]	3.65
G2: Coating group	Panavia F 2.0	10	5.54[b]	2.07
G3: Non-coating group	Superbond C&B	10	17.03[c]	2.93
G4: Coating group	Superbond C&B	10	8.81[a,b]	3.85

Same superscript letter means not significantly different *($p>0.05$)*.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

จากตารางที่ 2 ค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน พบว่ากลุ่มที่ไม่เคลือบและเคลือบเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู มีค่าเท่ากับ 9.59 ± 3.65 และ 5.54 ± 2.07 เมกะปาสคาล ตามลำดับ ส่วนกลุ่มที่ไม่เคลือบและเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี มีค่าเท่ากับ 17.03 ± 2.93 และ 8.81 ± 3.85 เมกะปาสคาล ตามลำดับ

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติพบว่ามีการกระจายแบบปกติ และวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one way ANOVA) พบว่าค่ากำลังแรงยึดดึงของกลุ่มฟันที่ไม่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (กลุ่มที่ 3) ซึ่งมีค่าสูงที่สุด แตกต่างจากค่ากำลังแรงยึดดึงของกลุ่มที่เหลืออีก 3 กลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มที่ไม่เคลือบ (กลุ่มที่ 1) และเคลือบด้วยเรซินโคตทิง (กลุ่มที่ 2) แล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ($p<0.05$) เช่นกัน ส่วนค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มที่ไม่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู (กลุ่มที่ 1) กับกลุ่มฟันที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (กลุ่มที่ 4) และค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู (กลุ่มที่ 2) กับกลุ่มที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (กลุ่มที่ 4) แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตอนที่ 2 ผลการศึกษารูปแบบความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันแต่ละกลุ่ม

ตารางที่ 3 แสดงความล้มเหลวภายหลังการทดสอบค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

Resin coating	Resin cement	mode of failure (%)				
		A	B	C	D	E
G1: Non-coating	Panavia F 2.0	10	70	20		
G2: Coating	Panavia F 2.0				40	60
G3: Non-coating	Superbond C&B		70	30		
G4: Coating	Superbond C&B				30	70

A : Complete adhesive failure at dentin/resin cement interface

B : Partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on dentin surface

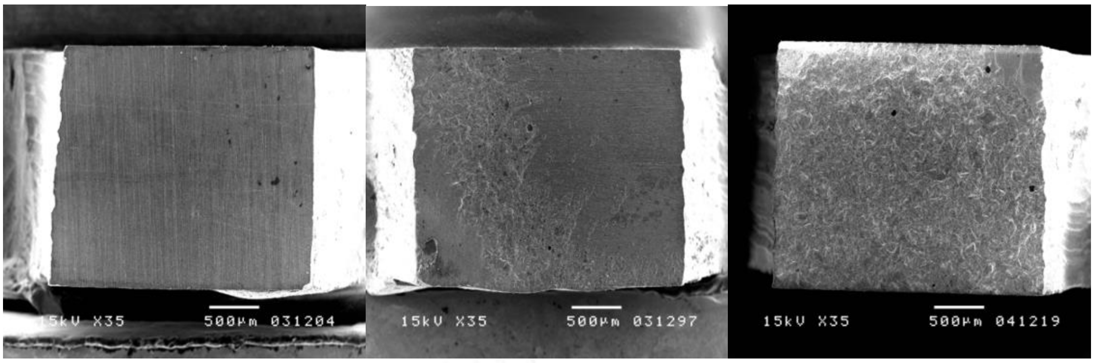
C : Cohesive failure within resin cement

D : Complete adhesive failure at resin coating/resin cement

E : Partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on coated dentin surface

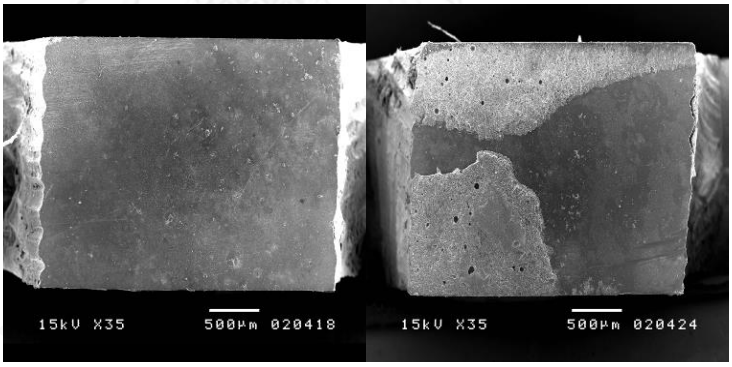
ความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงแสดงในตารางที่ 3 และรูปที่ 28-31 พบว่ากลุ่มเนื้อฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู (รูปที่ 28) หรือยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (รูปที่ 30) ส่วนใหญ่เกิดความล้มเหลวระหว่างชั้นยึดและมีเรซินซีเมนต์หลงเหลือบนเนื้อฟัน (partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on dentin surface) โดยคิดเป็นร้อยละ 70 ทั้ง 2 กลุ่ม กลุ่มฟันที่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดด้วยพานาเวียเอฟทู (รูปที่ 29) หรือยึดด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (รูปที่ 31) ส่วนใหญ่เกิดความล้มเหลวระหว่างชั้นเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์ โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลือบนชั้นเรซินโคตทิง (partial adhesive failure, where remnants of resin cement remained on coated dentin surface) ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 และ 70 ตามลำดับ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



a. b. c.

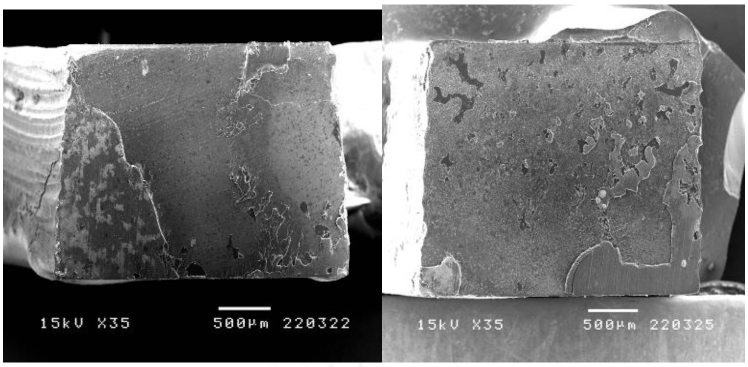
รูปที่ 28 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยพานาเวียเอฟทูโดย a) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์ b) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเนื้อฟันกับเรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเนื้อฟัน c) ความล้มเหลวเกิดในชั้นเรซินซีเมนต์



a. b.

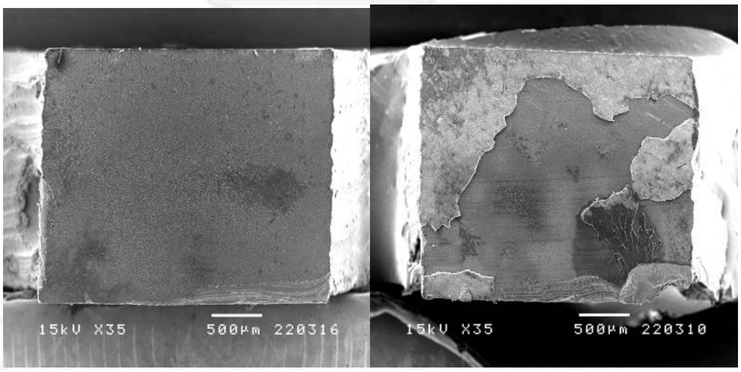
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 29 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยพานาเวียเอฟทู โดย a) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์ b) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเรซินโคตทิง



a. b.

รูปที่ 30 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีโดย a) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเนื้อฟันกับ เรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเนื้อฟัน b) ความล้มเหลวเกิดในชั้นเรซินซีเมนต์



a b

รูปที่ 31 แสดงลักษณะความล้มเหลวของชิ้นทดสอบด้านที่เป็นเนื้อฟัน เมื่อเคลือบด้วยเรซิน โคตทิงแล้วยึดชิ้นทดสอบด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี โดย a) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์ b) ความล้มเหลวเกิดระหว่างเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์โดยมีเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่บนเรซินโคตทิง

บทที่ 5
อภิปรายผลและสรุปผลการวิจัย

อภิปรายผล

การทดสอบกำลังแรงยึดดึงเป็นวิธีการประเมินประสิทธิภาพของสารยึดที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากสามารถประเมินสมบัติด้านการยึดติดของวัสดุ และทำนายผลระยะยาวเมื่ออยู่ในสภาพใช้งานในช่องปากได้ โดยงานวิจัยนี้ใช้การทดสอบกำลังแรงยึดดึงจากชิ้นทดสอบรูปดัมเบลล์ตามแบบของ Nakabayashi[22] โดยมีหลักการว่ารูปร่างของชิ้นทดสอบต้องไม่เหนี่ยวนำให้เกิดความล้มเหลวที่เนื้อฟัน Nakabayashi ได้เสนอชิ้นทดสอบรูปดัมเบลล์ โดยยึดตามมาตรฐานสากลไอเอสโอ/ทีซี 106 (ISO/TC 106) ว่าด้วยการวัดค่ากำลังแรงยึดดึงของเนื้อฟันมนุษย์ โดยเตรียมชิ้นทดสอบจากฟันวัวให้มีลักษณะความคอดบริเวณรอยต่อของสารยึดติดกับเนื้อฟันมีพื้นที่หน้าตัด 7.0 x 2.0 ตารางมิลลิเมตร ทำให้สามารถควบคุมแรงที่กระทำบริเวณยึดติดและก่อให้เกิดความล้มเหลวที่รอยต่อของชั้นยึดติด (adhesive failure) ได้ แต่เนื่องจากซี่ฟันมนุษย์มีขนาดเล็ก ดังนั้น Nakabayashi และคณะ[68] จึงปรับปรุงขนาดชิ้นทดสอบโดยย่อขนาดให้เล็กลงแต่ยังคงลักษณะรูปร่างแบบเดิม เรียกว่า มินิดัมเบลล์ พื้นที่หน้าตัดบริเวณยึดติดเพียงแค่ 3.0 x 2.0 ตารางมิลลิเมตร โดยบริเวณรอยต่อเป็นแนวตรงตั้งฉากกับชั้นยึดสูง 1.2 มิลลิเมตร แบ่งเป็นความสูงในเนื้อฟัน 0.6 มิลลิเมตร และความสูงในเรซินคอมโพสิต 0.6 มิลลิเมตร ทำให้ได้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์กว่าการทดลองกำลังแรงยึดแบบอื่น ๆ ทราบกลไกการยึดของวัสดุกับเนื้อฟัน และยังสามารถประเมินรอยวิการในชิ้นทดสอบได้ Sano และคณะ[61] พบว่าชิ้นทดสอบมินิดัมเบลล์ทำให้ได้ค่ากำลังแรงยึดสูง โดยไม่เกิดความล้มเหลวในเนื้อฟันและความล้มเหลวส่วนใหญ่เกิดที่บริเวณชั้นยึดติด โดยงานวิจัยครั้งนี้ได้ปฏิบัติตามหลักเกณฑ์การทดสอบกำลังแรงยึดของวัสดุกับฟันตามมาตรฐาน ไอเอสโอ/ทีเอส 11405 (ISO/TS 11405)[68] ตั้งแต่ขั้นตอนการเก็บฟันจนถึงการทดสอบกำลังแรงยึดดึง

เรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดโคต จัดอยู่ในประเภทเซลฟ์เอทช์แบบขั้นตอนเดียวซึ่งประกอบด้วยสารยึดที่มีองค์ประกอบพื้นฐานเป็นโฟร์-เมทา และชิ้นฟองน้ำที่เคลือบด้วยสารกระตุ้นร่วม (co-activator) ชนิดพีโทลูอินซัลฟิเนต (p-toluenesulfinate) และอะโรมาติกเอมีน (aromatic

amine) ซึ่งเป็นสารที่ช่วยให้เกิดการเกิดพอลิเมอร์ การใช้ฟองน้ำชุบส่วนเหลวแล้วนำไปทาบนเนื้อฟัน โดยวิธีถูไปมาบนเนื้อฟันเป็นการกำจัดชั้นเสมียร์ที่อยู่บนเนื้อฟันทำให้เกิดการยึดกับเนื้อฟันที่ดีขึ้น ซึ่งใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันหลังกรอแต่งฟันเสร็จ ก่อนที่จะทำการพิมพ์แบบ Nikaido และคณะ[10] และ Islam และคณะ[11] รายงานการใช้ผลิตภัณฑ์เรซินโคตทิงที่มีองค์ประกอบพื้นฐานชนิดเดียวกันว่า ชั้นเรซินโคตทิงมีความหนาเพียงแค่ 5-6 ไมโครเมตรเท่านั้น จึงไม่มีผลต่อความแนบของครอบฟันหรือชิ้นงานที่ใช้บูรณะฟัน เนื่องจากไฮบริดโคตมีความเป็นกรดของค่อนข้างต่ำ ค่าความเป็นกรด-ด่าง 2.5 ซึ่งมีรายงานผลิตภัณฑ์เรซินโคตทิงที่มีสมบัติใกล้เคียงใกล้ว่าเกิดชั้นไฮบริดได้ความหนาน้อยกว่า 1 ไมโครเมตร[10] เนื่องจากมีสเมียร์อุดตันท่อเนื้อฟัน ส่งผลให้เกิดการสร้างเรซินแท็กไม่สมบูรณ์

เนื่องจากงานวิจัยนี้ต้องการลดปัจจัยการปนเปื้อนจากวัสดุอุดหรือยึดชั่วคราว จึงไม่ได้รวมขั้นตอนการปิดทับด้วยวัสดุชั่วคราวไว้ด้วย

จากผลการวิจัยนี้พบว่ากำลังแรงยึดดึงกลุ่มควบคุมระหว่างเนื้อฟันกับพานาเวียเอฟทูมีค่าเท่ากับ 9.59 ± 3.65 เมกะปาสคาล ซึ่งให้ผลที่สอดคล้องกับการศึกษาของ Okuda และคณะ[13] ซึ่งมีค่าเท่ากับ 9.0 ± 3.9 เมกะปาสคาล ขณะที่กำลังแรงยึดดึงระหว่างเนื้อฟันกับซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีมีค่าเท่ากับ 17.03 ± 2.93 เมกะปาสคาล ซึ่งให้ผลที่สอดคล้องกับข้อมูลจากบริษัทผู้ผลิตที่รายงานว่ามีค่าเท่ากับ 17 เมกะปาสคาล[75] แต่ต่ำกว่าผลจากการศึกษาของ Nakabayashi และคณะ[22] ที่มีค่า 23.9 ± 5.5 เมกะปาสคาล และรูปแบบความล้มเหลวเกิดในชั้นเรซินซีเมนต์ทั้งหมด (cohesive failure) ซึ่งเกิดจากขั้นตอนการยึดชิ้นงานด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีนั้นทำให้เกิดเนื้อฟันไฮบริไดซ์อย่างสมบูรณ์เป็นผลให้ค่ากำลังแรงยึดดึงสูง แต่ผลการวิจัยนี้ให้กำลังแรงยึดดึงที่ต่ำกว่าและเกิดความล้มเหลวในเรซินซีเมนต์ร้อยละ 30 อาจอธิบายได้ว่าขั้นตอนการยึดเกิดเนื้อฟันไฮบริไดซ์ไม่สมบูรณ์ เนื่องจากวิธีการใช้วัสดุมีความยุ่งยากซับซ้อน หรืออาจเกิดจากเนื้อฟันที่ใช้ในการทดสอบมีความแตกต่างกัน เช่น เนื้อฟันกระด้าง อายุของฟัน เป็นต้น อย่างไรก็ตาม สรุปได้ว่าค่ากำลังแรงยึดดึงสูงที่สุดของการศึกษาครั้งนี้ ได้แก่ ค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเนื้อฟันกับซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี รองลงมาได้แก่ ค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่าง เนื้อฟันกับพานาเวียเอฟทู โดยความล้มเหลวภายหลังการทดสอบกำลังแรงยึดดึงระหว่างเนื้อฟันกับซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี ไม่เกิดในชั้นยึดแบบสมบูรณ์

ระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ (complete adhesive failure at dentin/resin cement interface) เลย ในขณะความล้มเหลวระหว่างเนื้อฟันกับพานาเวียเอฟทู เกิดในชั้นยึดแบบสมบูรณ์ระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ร้อยละ 5 ซึ่งอาจอธิบายได้ว่าซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีเป็นเรซินซีเมนต์ระบบทอทอลเอทช์ ซึ่งสารยึดระบบทอทอลเอทช์เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันโดยการแทรกซึมของมอนอเมอร์ลงไปในท่อเนื้อฟันและโครงร่างคอลลาเจนในเนื้อฟันที่ถูกกัดด้วยกรดเกิดเป็นชั้นไฮบริดซึ่งเป็นการยึดกับฟันแบบจุลกลศาสตร์ (micromechanical interlocking)[26, 28] ส่วนพานาเวียเอฟทูเป็นสารยึดระบบเซลฟ์เอทช์ ซึ่งค่ากำลังแรงยึดกับฟันนั้นจะต่ำกว่าระบบทอทอลเอทช์ อาจเป็นเพราะชั้นสเมียร์และแคลเซียมฟอสเฟตในเนื้อฟันที่ถูกละลายยังคงตกค้างอยู่ในชั้นสารยึดเพราะไม่มีขั้นตอนการล้างออกด้วยน้ำจึงขัดขวางการยึดของสารยึด[26] อีกทั้งซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีเป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มเอง (self-cured) และเมื่อเกิดการก่อตัวแล้วโครงสร้างโมเลกุลเป็นเชิงเส้น (linear chain) แตกต่างจากพานาเวียเอฟทูเป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบ (dual-cured) และเมื่อเกิดการก่อตัวแล้วโครงสร้างโมเลกุลเป็นแบบเชื่อมขวาง (cross linking) ดังนั้นจึงเกิดแรงเค้น (stress) ที่บริเวณชั้นยึดระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์มากกว่าซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี

ผลการวิจัยนี้ยังพบว่าค่ากำลังแรงยึดดึงของกลุ่มฟันที่เคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงมีค่าต่ำกว่ากลุ่มฟันที่ไม่เคลือบเนื้อฟันแล้วยึดด้วยเรซินซีเมนต์ทั้ง 2 ชนิด และความล้มเหลวของกลุ่มฟันที่เคลือบด้วยเรซินโคตทิงส่วนใหญ่เกิดระหว่างชั้นเรซินโคตทิงกับเรซินซีเมนต์ แสดงว่าค่ากำลังแรงยึดดึงของชั้นไฮบริดระหว่างเรซินโคตทิงและเนื้อฟันมีค่าสูงกว่าค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินโคตทิงและเรซินซีเมนต์ ซึ่งอาจเป็นเพราะโครงข่ายพอลิเมอร์ (polynetwork) และมอนอเมอร์จากเรซินซีเมนต์ที่แทรกซึมเข้าไประหว่างโครงข่ายพอลิเมอร์ของเรซินโคตทิงมีแรงยึดกันน้อยกว่าชั้นไฮบริดระหว่างเรซินโคตทิงและเนื้อฟันและเรซินโคตทิงซึ่งเกิดการก่อตัวแล้วทำปฏิกิริยาและเกิดพันธะเคมีกับเรซินซีเมนต์น้อยมาก

การยึดติดระหว่างเรซินโคตทิงและเรซินซีเมนต์ เกิดจากมอนอเมอร์ของเรซินซีเมนต์สามารถละลายพอลิเมทิลเมทาไครเลต (polymethylmethacrylate, PMMA) ที่เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์แล้วของเรซินโคตทิงทำให้เกิดการบวมตัว (swelling) ของโครงข่ายพอลิเมอร์

(polynetwork) และมอนอเมอร์จากเรซินซีเมนต์สามารถแทรกซึมเข้าไประหว่างโครงข่ายพอลิเมอร์ของเรซินโคตทิงเกิดการสานไขว้กันของสายโซ่พอลิเมอร์ (interpenetrating polymer network (IPN)) เมื่อพิจารณาค่าพารามิเตอร์การละลายไฮลด์แบรนด์ (Hildebrand solubility parameter)[76] ซึ่งเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความสามารถในการละลายเข้ากันได้ของวัสดุพบว่าพอลิเมทิลเมทาไครเลตมีค่า 18.3 $MPa^{1/2}$ เมทิลเมทาไครเลตซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของมอนอเมอร์ของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีมีค่า 18.0 $MPa^{1/2}$ ไฮดรอกซีเอทิลเมทาไครเลต (hydroxyethylmethacrylate) ซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของอีดีไพรเมอร์ของพานาเวียเอฟทูมีค่า 20 $MPa^{1/2}$ จะเห็นได้ว่ามอนอเมอร์ของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี อีดีไพรเมอร์ของพานาเวียเอฟทู และพอลิเมทิลเมทาไครเลตของไฮบริดโคต มีค่าพารามิเตอร์การละลายไฮลด์แบรนด์ใกล้เคียงกัน ตัวทำละลายของเรซินซีเมนต์ทั้ง 2 ชนิดจึงสามารถละลายพอลิเมทาไครเลตไฮบริดโคตได้ โดยที่ค่าพารามิเตอร์การละลายไฮลด์แบรนด์ของพอลิเมทาไครเลตของไฮบริดโคตมีค่าใกล้เคียงกับค่าพารามิเตอร์การละลายของมอนอเมอร์ของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีมากกว่าค่าพารามิเตอร์การละลายของอีดีไพรเมอร์ของพานาเวียเอฟทู ดังนั้นมอนอเมอร์ของซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีจึงสามารถละลายและเกิดการแทรกซึมเข้าไประหว่างโครงข่ายพอลิเมทาไครเลตของไฮบริดโคตได้ดีกว่าอีดีไพรเมอร์ ส่งผลให้ค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างไฮบริดโคตกับซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีสูงกว่าค่ากำลังแรงยึดดึงระหว่างไฮบริดโคตและพานาเวียเอฟทู ส่วนปัจจัยด้านองค์ประกอบของไฮบริดโคตและเรซินซีเมนต์ทั้งสองชนิด พบว่ามอนอเมอร์ของไฮบริดโคตและซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีมีองค์ประกอบเป็นเมทิลเมทาไครเลตและโฟร์เมทา แตกต่างจากอีดีไพรเมอร์ของพานาเวียเอฟทูมีองค์ประกอบเป็นไดเมทาไครเลตและเอ็มดีพี ผู้วิจัยเห็นว่าอาจไม่เป็นปัจจัยที่ทำให้กำลังแรงยึดดึงระหว่างไฮบริดโคตและซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีสูงกว่าพานาเวียเอฟทู เนื่องจากเรซินซีเมนต์นำมายึดภายหลังบนไฮบริดโคตที่เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอเมอร์อย่างสมบูรณ์แล้ว

จะเห็นได้ว่าผลจากงานวิจัยนี้อาจแตกต่างจากผลการวิจัยอื่น ๆ ที่ผ่านมา[9-11, 13, 16, 20, 21] อาจเป็นเพราะใช้ชิ้นทดสอบแตกต่างจากงานวิจัยที่ผ่านมา ซึ่งส่วนใหญ่เป็นรูปแบบแท่ง รูปนาฬิกาทราย และใช้แท่งเรซินคอมโพสิตยึดบนเนื้อฟันโดยตรง อาจไม่สามารถควบคุมให้แรงทดสอบลงบริเวณชั้นยึด แม้ว่าลักษณะชิ้นทดสอบรูปนาฬิการทรายจะมีความคอดบริเวณชั้นยึดซึ่งไม่มีลักษณะที่

เป็นแนวตรงบริเวณชั้นยึดทำให้แรงลงบริเวณชั้นยึดสม่ำเสมอได้ และเกิดการแตกหักของชิ้นตัวอย่างระหว่างการตัดได้ นอกจากนี้การทำชิ้นทดสอบจำนวนหลายชิ้นจากฟันซี่เดียวและขั้นตอนการทดลองเพียงครั้งเดียวทำให้ข้อมูลที่ได้อาจมีความลำเอียงได้ งานวิจัยที่ผ่านมามีการใช้วัสดุชั่วคราวร่วมด้วย ซึ่งอาจเป็นสาเหตุให้เกิดการปนเปื้อนในเนื้อฟันและไม่สามารถกำจัดออกได้หมด อาจขัดขวางการยึดหรือการเกิดพอลิเมอร์ ทำให้กำลังแรงยึดต่ำลง และการใช้เรซินโคตทิงเคลือบเนื้อฟันก่อนช่วยป้องกันการปนเปื้อนและอาจจะกำจัดวัสดุชั่วคราวออกได้ง่ายกว่าเนื้อฟันเนื่องจากมีพื้นผิวเรียบ ให้ผลขัดแย้งกับรูปแบบความล้มเหลว ซึ่งรูปแบบความล้มเหลวของกลุ่มเนื้อฟันที่ผ่านการเคลือบเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ของงานวิจัยนี้ให้ผลคล้ายคลึงกับผลการวิจัยอื่น ๆ ที่ผ่านมา คือเกิดความล้มเหลวบริเวณชั้นยึดระหว่างเรซินโคตทิงและเรซินซีเมนต์อย่างสมบูรณ์หรือหลงเหลือเรซินซีเมนต์บนเรซินโคตทิง ผู้วิจัยคิดว่าการเกิดความล้มเหลวบริเวณนี้น่าจะมีกำลังแรงยึดที่ต่ำกว่าการเกิดความล้มเหลวระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ไม่ได้ผ่านการเคลือบ อนึ่ง งานวิจัยที่ผ่านมาก็ยังไม่สามารถอธิบายสาเหตุหรือกลไกในการเพิ่มกำลังแรงยึดของเรซินซีเมนต์ได้อย่างชัดเจน

อย่างไรก็ตามความล้มเหลวที่พบว่าเนื้อฟันยังถูกปกคลุมด้วยเรซินโคตทิงนั้นอาจเป็นข้อดีที่เนื้อฟันยังมีสิ่งป้องกันจากสิ่งกระตุ้นต่างๆ เช่น สารเคมี ชีวโมเลกุล และป้องกันการเปลี่ยนแปลงของของเหลวในท่อเนื้อฟันจากอุณหภูมิและความดัน ซึ่งทำให้เกิดอาการเสียวฟัน แม้ว่าจากงานวิจัยนี้การเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์จะไม่ได้ทำให้ค่ากำลังแรงยึดดึงเพิ่มสูงขึ้นก็ตาม แต่พบว่าการเคลือบเนื้อฟันหลังการกรอแต่งอย่างเหมาะสมก็มีความสำคัญเช่นกัน เพราะสารที่เคลือบสามารถปกป้องเนื้อฟันและเนื้อเยื่อในของฟันได้ โดยมีรายงานว่าการใช้การใช้เรซิน โคตทิงช่วยป้องกันการรั่วซึมตามขอบของครอบฟันโลหะ และยังช่วยลดการระคายเคืองของเนื้อเยื่อในของฟันและอาการเสียวฟันภายหลังการรักษาได้อีกด้วย[48]

สรุปผลการวิจัย

การใช้เรซินโคตทิงเคลือบลงบนเนื้อฟันหลังจากกรอเตรียมเนื้อฟันก่อนยึดด้วยเรซินซีเมนต์ 2 ชนิดซึ่งได้แก่ ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีและพานาเวียเอฟทูทำให้ค่ากำลังแรงยึดดึงต่ำกว่าเนื้อฟันที่ไม่ผ่านการเคลือบด้วยเรซินโคตทิงมาก่อน

การประยุกต์ใช้ทางคลินิก

ฟันที่ถูกกรอเพื่อรองรับวัสดุบูรณะและเกิดการเผยผึ่งของท่อเนื้อฟัน ส่วนใหญ่จะเกิดในเนื้อฟันที่ไม่เป็นโรค (unaffected dentin) ซึ่งมีความสามารถในการซึมผ่านมากกว่าเนื้อฟันที่มีรอยผุ จากงานวิจัยนี้พบว่าการเผยผึ่งของเนื้อฟันจะทำให้มีการเคลื่อนของของเหลวภายในท่อเนื้อฟันเมื่อมีสิ่งกระตุ้นจากอุณหภูมิหรือความดัน ทำให้เกิดการเสียวฟันและการอักเสบของเนื้อเยื่อในได้ ดังนั้นการเคลือบเนื้อฟันทันทีหลังจากกรอฟันเพื่อนรองรับการบูรณะจะเป็นการช่วยปกป้องเนื้อเยื่อใน และลดความเสี่ยงในการติดเชื้อระหว่างขั้นตอนการบูรณะ ถึงแม้ว่าผลจากงานวิจัยนี้ การเคลือบเนื้อฟันด้วยเรซินโคตทิงผลิตภัณฑ์ไฮบริดโคต จะทำให้กำลังแรงยึดดึงระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์มีค่าลดลง อาจเลือกใช้การเคลือบเนื้อฟันในฟันที่ยังมีชีวิตและมีรูปแบบของการยึดอยู่ที่ดี โดยเคลือบเนื้อฟันหลังจากกรอเตรียมฟันเสร็จทันที ก่อนที่จะพิมพ์แบบ และความหนาของเรซินโคตทิงก็ไม่ขัดขวางการใส่ครอบฟัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ค่ากำลังแรงยึดดึงจากการทดลอง (MPa) กลุ่มทดลอง 4 กลุ่ม จำนวนชิ้นทดสอบกลุ่มละ 10 ชิ้น

1=noncoat+panavia	2=coat+panavia	3=noncoat+superbond	4=coat+superbond
14.69	4.23	17.21	5.45
6.18	3.96	16.13	10.18
5.75	8.15	13.13	6.28
13.41	2.90	21.96	16.25
11.31	8.67	20.51	4.36
5.94	7.23	16.80	4.16
7.90	4.88	14.16	8.19
6.22	6.43	19.64	10.09
14.29	5.97	16.86	11.31
10.18	2.99	13.90	11.82

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Case Processing Summary

	1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
TBS	1	10	100.0%	0	.0%	10	100.0%
	2	10	100.0%	0	.0%	10	100.0%
	3	10	100.0%	0	.0%	10	100.0%
	4	10	100.0%	0	.0%	10	100.0%

1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สถิติเชิงพรรณนา (Descriptive statistics) นำข้อมูลที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของกำลังแรงยึดดึงระหว่างเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน

	1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond			Statistic	Std. Error
TBS	1	Mean		9.5870	1.15426
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	6.9759	
			Upper Bound	12.1981	
		5% Trimmed Mean		9.5167	
		Median		9.0400	
		Variance		13.323	
		Std. Deviation		3.65008	
		Minimum		5.75	
		Maximum		14.69	
		Range		8.94	
		Interquartile Range		7.51	
		Skewness		.316	.687
		Kurtosis		-1.813	1.334
	2	Mean		5.5410	.65458
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	4.0602	
			Upper Bound	7.0218	
		5% Trimmed Mean		5.5139	
		Median		5.4250	
		Variance		4.285	
		Std. Deviation		2.06995	
		Minimum		2.90	
		Maximum		8.67	
		Range		5.77	
		Interquartile Range		3.74	
		Skewness		.195	.687
		Kurtosis		-1.351	1.334

3	Mean		17.0300	.92733
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	14.9322	
		Upper Bound	19.1278	
	5% Trimmed Mean		16.9728	
	Median		16.8300	
	Variance		8.599	
	Std. Deviation		2.93249	
	Minimum		13.13	
	Maximum		21.96	
	Range		8.83	
	Interquartile Range		5.76	
	Skewness		.360	.687
	Kurtosis		-.858	1.334
4	Mean		8.8090	1.21874
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	6.0520	
		Upper Bound	11.5660	
	5% Trimmed Mean		8.6539	
	Median		9.1400	
	Variance		14.853	
	Std. Deviation		3.85399	
	Minimum		4.16	
	Maximum		16.25	
	Range		12.09	
	Interquartile Range		6.26	
	Skewness		.526	.687
	Kurtosis		-.164	1.334

ตรวจสอบการกระจายของข้อมูล (normal distribution test)
ด้วย One-sample Kolmogorov-Siminov test

1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond		Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
TBS	1	.222	10	.178	.858	10	.072
	2	.137	10	.200*	.941	10	.560
	3	.176	10	.200*	.945	10	.605
	4	.144	10	.200*	.939	10	.538

a. Lilliefors Significance Correction

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

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Oneway

Descriptives

TBS

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximu
					Lower Bound	Upper Bound		
1	10	9.5870	3.65008	1.15426	6.9759	12.1981	5.75	14
2	10	5.5410	2.06995	.65458	4.0602	7.0218	2.90	8
3	10	17.0300	2.93249	.92733	14.9322	19.1278	13.13	21
4	10	8.8090	3.85399	1.21874	6.0520	11.5660	4.16	16
Total	40	10.2418	5.25292	.83056	8.5618	11.9217	2.90	21

ทดสอบความเหมือนของค่าความแปรปรวนของข้อมูล (Test of homogeneity of variance) ด้วยวิธีของ Levene

TBS

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.967	3	36	.136

วิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดดึงระหว่างกลุ่มโดยสถิติแบบพาราเมทริกซ์ (Parametric) ชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one way ANOVA)

TBS

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	706.589	3	235.530	22.945	.000
Within Groups	369.545	36	10.265		
Total	1076.133	39			

Post Hoc Tests

ทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแบบจับคู่พหุคูณ (Multiple Comparison)

TBS Tukey HSD

(I) 1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond	(J) 1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95 Lowe
1	2	4.04600*	1.43284	.037	
	3	-7.44300*	1.43284	.000	
	4	.77800	1.43284	.948	
2	1	-4.04600*	1.43284	.037	
	3	-11.48900*	1.43284	.000	
	4	-3.26800	1.43284	.122	
3	1	7.44300*	1.43284	.000	
	2	11.48900*	1.43284	.000	
	4	8.22100*	1.43284	.000	
4	1	-.77800	1.43284	.948	
	2	3.26800	1.43284	.122	
	3	-8.22100*	1.43284	.000	

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

การเปรียบเทียบพหุคูณโดยวิธี Turkey's Honestly Significant Different (HSD)

Tukey HSD[a]

1=noncoat+panavia 2=coat+panavia 3=noncoat+superbond 4=coat_superbond	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
2	10	5.5410		
4	10	8.8090	8.8090	
1	10		9.5870	
3	10			17.0300
Sig.		.122	.948	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 10.000.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รายการอ้างอิง

1. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. Int J Prosthodont 1991;4(3):219-25.
2. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol 1976;21(6):355-62.
3. Brannstrom M, Astrom A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. Int Dent J 1972;22(2):219-27.
4. Bender IB, Seltzer S, Kaufman IJ. Infectibility of the dental pulp by way of dental tubules. J Am Dent Assoc 1959;59:466-71.
5. Ehrenberg DS, Weiner S. Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. J Prosthet Dent 2000;84(2):139-48.
6. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, et al. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. Oper Dent 1992;17(1):13-20.
7. Inokoshi S, Shimada Y, Fujitani M, et al. Monkey pulpal response to adhesively luted indirect resin composite inlays. Oper Dent 1995;20(3):111-8.
8. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. J Esthet Restor Dent 2005;17(3):144-54; discussion 55.
9. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. Effect of resin-coating technique on dentin tensile bond strengths over 3 years. J Esthet Restor Dent 2002;14(2):115-22.
10. Nikaido T, Nakaoki Y, Ogata M, Foxton R, Tagami J. The resin-coating technique. Effect of a single-step bonding system on dentin bond strengths. J Adhes Dent 2003;5(4):293-300.
11. Islam MR, Takada T, Weerasinghe DS, et al. Effect of resin coating on adhesion of composite crown restoration. Dent Mater J 2006;25(2):272-9.
12. Duarte RM, de Goes MF, Montes MA. Effect of time on tensile bond strength of resin cement bonded to dentine and low-viscosity composite. J Dent 2006;34(1):52-61.
13. Okuda M, Nikaido T, Maruoka R, Foxton RM, Tagami J. Microtensile bond strengths to cavity floor dentin in indirect composite restorations using resin coating. J Esthet Restor Dent 2007;19(1):38-46; discussion 47-8.
14. Sultana S, Nikaido T, Matin K, et al. Effect of resin coating on dentin bonding of resin cement in Class II cavities. Dent Mater J 2007;26(4):506-13.

15. Takahashi R, Nikaido T, Ariyoshi M, et al. Thin resin coating by dual-application of all-in-one adhesives improves dentin bond strength of resin cements for indirect restorations. Dent Mater J 2010;29(5):615-22.
16. Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. J Esthet Restor Dent 2003;15(2):105-13; discussion 13.
17. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, et al. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. Am J Dent 2003;16 Spec No:41A-46A.
18. Duarte S, Jr., de Freitas CR, Saad JR, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. J Prosthet Dent 2009;102(1):1-9.
19. Magne P, So WS, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. J Prosthet Dent 2007;98(3):166-74.
20. Takahashi R, Nikaido T, Ariyoshi M, Foxton RM, Tagami J. Microtensile bond strengths of a dual-cure resin cement to dentin resin-coated with an all-in-one adhesive system using two curing modes. Dent Mater J 2010;29(3):268-76.
21. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. J Prosthet Dent 2005;94(6):511-9.
22. Nakabayashi N. Importance of mini-dumbbell specimen to access tensile strength of restored dentine: historical background and the future perspective in dentistry. J Dent 2004;32(6):431-42.
23. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 1979;58(4):1364-70.
24. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res 1983;62(10):1076-81.
25. Wang T, Nakabayashi N. Effect of 2-(methacryloxy)ethyl phenyl hydrogen phosphate on adhesion to dentin. J Dent Res 1991;70(1):59-66.
26. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003;28(3):215-35.
27. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010;26(2):e100-21.
28. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34(6):849-53.

29. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol 1967;12(12):1615-20.
30. Brackett WW, Covey DA, St Germain HA, Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. Oper Dent 2002;27(3):218-22.
31. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Ogliari FA, Piva E, Martins LR. Panavia F: the role of the primer. J Oral Sci 2009;51(2):255-9.
32. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent 2008;10(4):251-8.
33. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, et al. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater 2004;20(10):963-71.
34. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. J Adhes Dent 2006;8(5):327-35.
35. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater 2007;23(1):71-80.
36. Escribano N, de la Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. J Adhes Dent 2006;8(5):337-41.
37. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater 2006;22(1):45-56.
38. LeGeros RZ. Calcium phosphates in oral biology and medicine. Monogr Oral Sci 1991;15:1-201.
39. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent 1997;25(6):441-58.
40. Hulmes DJ, Wess TJ, Prockop DJ, Fratzl P. Radial packing, order, and disorder in collagen fibrils. Biophys J 1995;68(5):1661-70.
41. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982;16(3):265-73.
42. Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, et al. The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. J Dent Res 1996;75(11):1851-8.
43. Momoi Y, Hayashi M, Fujitani M, et al. Clinical guidelines for treating caries in adults following a minimal intervention policy--evidence and consensus based report. J Dent 2012;40(2):95-105.

Chulalongkorn University

44. Tsuchiya S, Nikaido T, Sonoda H, Foxton RM, Tagami J. Ultrastructure of the dentin-adhesive interface after acid-base challenge. J Adhes Dent 2004;6(3):183-90.
45. Nikaido T, Weerasinghe DD, Waidyasekera K, et al. Assessment of the nanostructure of acid-base resistant zone by the application of all-in-one adhesive systems: Super dentin formation. Biomed Mater Eng 2009;19(2-3):163-71.
46. Kitasako Y, Murray PE, Tagami J, Smith AJ. Histomorphometric analysis of dentinal bridge formation and pulpal inflammation. Quintessence Int 2002;33(8):600-8.
47. Dagostin A, Ferrari M. Effect of resins sealing of dentin on the bond strength of ceramic restorations. Dent Mater 2002;18(4):304-10.
48. Kosaka S, Kajihara H, Kurashige H, Tanaka T. Effect of resin coating as a means of preventing marginal leakage beneath full cast crowns. Dent Mater J 2005;24(1):117-22.
49. Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. Oper Dent 2003;28(1):28-35.
50. Magne P, Douglas WH. Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. Int J Prosthodont 1999;12(2):111-21.
51. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. Oper Dent 2005;30(6):747-57.
52. Bertschinger C, Paul SJ, Luthy H, Scharer P. Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. Am J Dent 1996;9(3):115-9.
53. Momoi Y, Akimoto N, Kida K, Yip KH, Kohno A. Sealing ability of dentin coating using adhesive resin systems. Am J Dent 2003;16(2):105-11.
54. Paul SJ, Scharer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. J Oral Rehabil 1997;24(1):8-14.
55. Paul SJ, Scharer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. Int J Periodontics Restorative Dent 1997;17(6):536-45.
56. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding--the effect of pre-curing the bonding resin. Br Dent J 1994;176(9):333-6.

57. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. Oper Dent 1999;24(3):147-55.
58. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. J Dent Res 1995;74(5):1168-78.
59. Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LL, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. J Adhes Dent 2004;6(1):7-11.
60. Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. J Dent 2002;30(5-6):259-69.
61. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 1994;10(4):236-40.
62. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. Dent Mater 2010;26(2):e50-62.
63. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dent Mater 2002;18(5):380-8.
64. Della Bona A, Northeast SE. Shear bond strength of resin bonded ceramic after different try-in procedures. J Dent 1994;22(2):103-7.
65. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. Dent Mater 2010;26(2):e38-49.
66. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater 1995;11(2):117-25.
67. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater 1998;14(3):212-21.
68. Nakabayashi N, Watanabe A, Arao T. A tensile test to facilitate identification of defects in dentine bonded specimens. J Dent 1998;26(4):379-85.
69. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. Dent Mater 1990;6(1):45-50.
70. Prati C, Pashley DH. Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. Am J Dent 1992;5(1):33-8.
71. Mowery AS, Jr., Parker M, Davis EL. Dentin bonding: the effect of surface roughness on shear bond strength. Oper Dent 1987;12(3):91-4.

72. Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. Am J Dent 1988;1 Spec No:184-8.
73. McInnes PM, Wendt SL, Jr., Retief DH, Weinberg R. Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. Dent Mater 1990;6(3):204-7.
74. International Organization for standardization (ISO), Technical specification, second edition, ISO/TS 11405. Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003.
75. Sun medical CO.,LTD., Product &practice information Vol.2.1 Dental adhesive resin cement, Superbond C&B, Basic and clinical application, 2000: 9
76. John Burke (1984). Part 2. Hildebrand Solubility Parameter.(http://sul-server-2.stanford.edu/byauth/burke/solpar/). Retrieved 2007-11-20

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายกฤษณะ บัญญัติศรีสกุล เกิดวันที่ 29 เมษายน 2523 ที่จังหวัดชัยนาท สำเร็จการศึกษาหลักสูตรทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ในปีการศึกษา 2548 และหลักสูตรประกาศนียบัตรบัณฑิตทางวิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก สาขาทันตกรรมประดิษฐ์ จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2552 เข้ารับราชการตำแหน่งทันตแพทย์ ที่วิทยาลัยการสาธารณสุขสิรินธร จังหวัดพิษณุโลก ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2548 จนถึงปัจจุบัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University