

การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค
เมื่อใช้สารยึดติดระบบต่างๆ กับวัสดุไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมหัตถการ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Comparative Study of Microshear Bond Strength
of Hybrid CAD/CAM Ceramic with Various Bonding Systems



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

Department of Operative Dentistry

FACULTY OF DENTISTRY

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรง
	พันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค เมื่อใช้สารยึดติดระบบ
	ต่างๆ กับวัสดุไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม
โดย	น.ส.ศीलัสยา ลีลาพงศ์ฤทธิ์
สาขาวิชา	ทันตกรรมหัตถการ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ชัยวัฒน์ มณีนิษฐ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิ
ดรอน)

ศีลัสยา ลีลาพงศ์ฤทธิ์ : การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค เมื่อใช้สารยึดติดระบบต่างๆ กับวัสดุไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม. (

A Comparative Study of Microshear Bond Strength of Hybrid CAD/CAM Ceramic with Various Bonding Systems) อ.ที่ปรึกษาหลัก : รศ. พญ. ดร.ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของชนิดของระบบสารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ และชนิดของไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม ต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค โดยศึกษาในห้องปฏิบัติการ ยึดติดไฮบริดเซรามิก 3 ชนิด คือ เรซินนาโนเซรามิก กลาสเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน และเซอร์โคเนียซิลิกาเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน กับเนื้อฟันด้านใกล้แก้มที่ขัดเรียบของฟันกรามน้อยที่ถูกถอนมาแล้ว ด้วยสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ใน 3 ระบบ คือ ระบบเอทซ์แอนด์รีนส์ ระบบเซลฟ์เอทซ์ และระบบยูนิเวอร์ซอลในรูปแบบเอทซ์แอนด์รีนส์ ขึ้นทดสอบมีทั้งหมด 99 ชิ้น แบ่งเป็น 9 กลุ่ม หลังจากผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานในช่องปากด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ 10,000 รอบ นำไปทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค วิเคราะห์ผลทางสถิติโดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคระหว่างกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุกคู่ จากการทดสอบพบว่า เมื่อยึดติดวัสดุทั้งสามชนิดด้วยสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ที่ใช้รูปแบบเอทซ์แอนด์รีนส์ (Optibond FL[®] ร่วมกับ Nexus3[®] และ Scotchbond Universal[®] ร่วมกับ RelyX[™] Ultimate[®]) ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมากกว่ากลุ่มที่ใช้สารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ ระบบเซลฟ์เอทซ์ (Optibond XTR[®] ร่วมกับ Nexus3[®]) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ภายใต้อำนาจของการศึกษานี้ทำให้สรุปได้ว่า ชนิดของสารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ และชนิดของไฮบริดเซรามิกมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค ซึ่งพบว่าเมื่อเลือกใช้ชิ้นงานที่ทำจากไฮบริดเซรามิกจะแนะนำให้ใช้สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ในรูปแบบเอทซ์แอนด์รีนส์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา ทันตกรรมหัตถการ
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5975840432 : MAJOR OPERATIVE DENTISTRY

KEYWORD: CAD-CAM resin ceramic, Hybrid CAD/CAM ceramic, Universal bonding

Seelassaya

Leelaonglit

:

A Comparative Study of Microshear Bond Strength of Hybrid CAD/CAM Ceramic with Various Bonding Systems. Advisor: Assoc. Prof. Sirivimol Srisawasdi, Ph.D.

The aim of this *in vitro* study was to evaluate the effect on microshear bond strength of various types of bonding systems with resin cement and different types of hybrid CAD/CAM ceramic bonded to dentin. Three hybrid ceramics, resin-nanoceramic, glass-ceramic in a resin interpenetrating matrix, and zirconia-silica ceramic in a resin interpenetrating matrix, were bonded to flat buccal dentin surface of extracted human premolar using etch and rinse adhesive, self-etch adhesive, and universal adhesive system with dual-cure resin cement. There were 99 samples divided into 9 groups. After 10,000 cycles of thermocycling, all specimens were tested for microshear bond strength. Data were analyzed using a two-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). The microshear bond strength in etch and rinse mode (Optibond FL[®] with Nexus3[®] and Scotchbond Universal[®] with RelyX[™]Ultimate[®]) was greater than the self-etch adhesive (Optibond XTR[®] with Nexus3[®]) in all hybrid ceramic tested. Within the limit of the study, there was significant difference between the microshear bond strength when using various types of bonding systems with different types of hybrid ceramic. Etch and rinse system or universal adhesive in etch and rinse mode were recommended to cement with hybrid CAD/CAM ceramic.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Field of Study: Operative Dentistry

Student's Signature

Academic Year: 2019

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่อำนวยความสะดวกในการใช้สถานที่ และเครื่องมือในการทำวิจัย และขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง ดร. สรนันทร์ จันทรางศุ ที่ให้คำปรึกษาการใช้สถิติในการวิเคราะห์ข้อมูล รวมทั้งคณาจารย์ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่าน ที่ให้ความรู้ และคำแนะนำในการทำการศึกษานี้ตลอดมา

ศीलัสยา ลีลาพงศ์ฤทธิ



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
บทที่ 1	1
บทนำ.....	1
ชื่องานวิจัย	1
สถานที่ทำการวิจัย หรือเก็บข้อมูล	1
รูปแบบของการวิจัย.....	1
คำสำคัญ.....	1
ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหาการวิจัย	2
คำถามงานวิจัย	3
วัตถุประสงค์งานวิจัย.....	3
สมมติฐานงานวิจัย	3
ขอบเขตของงานวิจัย.....	4
ข้อจำกัดของงานวิจัย	4
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2	5
เอกสาร และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
สารยึดติดทางทันตกรรม (dentin bonding agent).....	5
กลไกพื้นฐานของการยึดติดระหว่างโครงสร้างฟัน และวัสดุบูรณะ.....	5

ประเภทของสารยึดติด.....	7
สารเทินเมธาคริลอิลอิธอกซีเดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต.....	13
สารกลีเซอรอยด์ฟอสเฟตไดเมทาคริเลท.....	16
สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล (Universal bonding).....	17
เรซินซีเมนต์ (Resin cement).....	18
การยึดติดของไฮบริดเซรามิก.....	25
การวัดค่าความแข็งแรงพันธะ.....	26
บทที่ 3.....	29
วิธีดำเนินการวิจัย.....	29
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	29
วิธีการวิจัย.....	34
1. การเก็บ และเลือกฟันที่ใช้ในการวิจัย.....	34
2. การเตรียมชิ้นทดลอง.....	35
3. ขั้นตอนการยึดชิ้นงานเซรามิกเข้ากับผิวฟัน.....	37
4. กระบวนจำลองอายุการใช้งาน.....	38
5. การเตรียมชิ้นทดสอบสำหรับการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค..	38
6. การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค.....	39
7. การตรวจลักษณะพื้นผิวของการยึดติดด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ หรือสเตอริโอไมโครสโคป และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด.....	39
8. การวิเคราะห์ข้อมูล.....	40
9. การแตกหักก่อนการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (Pretest failure).....	41
10. ระยะเวลาดำเนินงานวิจัย.....	41
11. งบประมาณ.....	42

บทที่ 4	43
ผลการทดลอง	43
บทที่ 5	48
อภิปรายผล	48
บทที่ 6	53
สรุปผลการทดลอง.....	53
บรรณานุกรม.....	55
ภาคผนวก.....	73
ประวัติผู้เขียน.....	87



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1

บทนำ

ชื่องานวิจัย

การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค เมื่อใช้สารยึดติดระบบต่างๆ กับวัสดุไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม

A COMPARATIVE STUDY OF MICROSHEAR BOND STRENGTH OF HYBRID CAD/CAM CERAMIC WITH VARIOUS BONDING SYSTEMS

สถานที่ทำการวิจัย หรือเก็บข้อมูล

ศูนย์ทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปแบบของการวิจัย

การวิจัยแบบวิเคราะห์ และเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ

คำสำคัญ

ภาษาไทย แคดแคมเรซินเซรามิก สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล ไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคม

ภาษาอังกฤษ CAD/CAM resin ceramic, Hybrid CAD/CAM ceramic, Universal bonding

ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหาการวิจัย

วัสดุบูรณะฟันชนิดไฮบริดเซรามิก เป็นวัสดุที่ใช้กับระบบคอมพิวเตอร์ในการสร้าง และ ออกแบบเป็นชิ้นงาน เช่น ครอบฟัน ออนเลย์ หรือวีเนียร์ เป็นต้น โดยโครงสร้างประกอบด้วย โครงข่ายเซรามิก และอะคริลิกพอลิเมอร์ (1) วัสดุชนิดนี้จึงเป็นวัสดุที่นำข้อดีของวัสดุทั้งสองประเภท มาผสมกัน จึงทำให้ไฮบริดเซรามิกมีคุณสมบัติความยืดหยุ่นมอดูลัสใกล้เคียงเนื้อฟัน มีความแข็งแรง ลดลงจึงทำให้ฟันคู่สบสึกน้อย ถนอมหัวกรอของเครื่องขึ้นรูปชิ้นงาน และสามารถซ่อมแซมชิ้นงานด้วย วัสดุเรซินคอมโพสิตได้ง่าย (1, 2)

สารยึดติดสามารถแบ่งตามการจัดการกับสารตั้งต้น (substrate) ได้เป็น 2 ระบบใหญ่ คือ สารยึดติดชนิดเอทช์แอนด์รีนส์ (etch and rinse adhesive) และสารยึดติดชนิดเซลฟ์เอทช์ (self-etch adhesive) (3-5) ต่อมาได้มีการคิดค้นพัฒนาสารยึดติดชนิดใหม่เพื่อความอ่อนกประสงค์ คือ สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล (universal bonding) ซึ่งสามารถปรับวิธีการใช้งานได้ทั้งรูปแบบเอทช์ แอนด์รีนส์ และแบบเซลฟ์เอทช์ สามารถยึดติดได้กับหลายพื้นผิว อัตราการเสียวฟันหลังบูรณะต่ำ และลดความผิดพลาดจากการใช้หลายขั้นตอน (6-8) ซึ่งในสารยึดติดจะมีองค์ประกอบมอนอเมอร์ กลุ่มทำงานที่มีความแตกต่างกัน ซึ่งส่งผลต่อการทำงานที่แตกต่างกันไปในสารยึดติดแต่ละผลิตภัณฑ์ ได้แก่ เท็นเมธาคริลอยล๊อกซีเดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต (10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate) หรือเท็นเอ็มดีพี (10-MDP) โพรเมทาคริลอยล๊อกซีอีทิลไตรเมลลิตเท แอนไฮเดรต [4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META)] กลีเซอรอลฟอสเฟต ไดเมทาคริเลท (glycerol phosphate dimethacrylate) หรือจีพีดีเอ็ม (GPDM) เป็นต้น (9, 10) องค์ประกอบของสารยึดติดจะมีคุณสมบัติในการยึดสารตั้งต้นสองชนิดเข้าด้วยกันด้วยหลักการอย่างใดอย่างหนึ่ง หรือร่วมกัน เช่น การยึดติดทางกล หรือทางเคมี ซึ่งหากเกิดการยึดติดที่ดี จะทำให้เกิด

ความแนบสนิทของสารตั้งต้นทั้งสองด้าน ลดการรั่วซึมระหว่างชั้นโครงสร้างพื้น และวัสดุบุผนัง ซึ่งนำไปสู่การผุพัง การติดสีตามขอบ หรือการหลุดของวัสดุ ทำให้เกิดการล้มเหลวในการบุผนัง (5, 11)

เนื่องด้วยองค์ประกอบของไฮบริดเซรามิกที่แตกต่างไปจากเรซินคอมโพสิต และเซรามิกแบบดั้งเดิม คุณสมบัติด้านการยึดติดกับผิวพื้น น่าจะมีความแตกต่างกัน จึงเป็นที่น่าสนใจว่า เมื่อใช้สารยึดติดในระบบที่แตกต่างกัน จะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคแตกต่างกันหรือไม่ โดยวัดหลังจากการจำลองอายุการใช้งานด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ 10,000 รอบ

คำถามงานวิจัย

วัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกที่ต่างชนิดกัน เมื่อยึดติดกับสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ จะมีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคที่แตกต่างกันหรือไม่

วัตถุประสงค์งานวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ กับวัสดุประเภทไฮบริดแคดแคมเซรามิกชนิดต่างๆ เมื่อผ่านกระบวนการจำลองอายุการใช้งานด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ

สมมติฐานงานวิจัย

เมื่อใช้สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ กับวัสดุบุผนังประเภทไฮบริดแคดแคมเซรามิกสำหรับงานแคดแคมชนิดต่างๆ จะมีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานว่าง (Null Hypothesis) : เมื่อยึดติดวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกชนิดต่างๆ กับเนื้อพื้น ด้วยสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ จะมีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคไม่แตกต่างกัน

*สมมติฐานทางเลือก (Alternative Hypothesis) : เมื่อยึดติดวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิก ชนิดต่างๆกับเนื้อฟัน ด้วยสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ จะมีค่าความแข็งแรงพันธะแรง-
เฉือนระดับจุลภาคแตกต่างกัน*

ตัวแปรต้น : สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ ชนิดของไฮบริดแคดแคมเซรามิก

ตัวแปรตาม : ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

ขอบเขตของงานวิจัย

เป็นงานวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ โดยศึกษาเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะ-
เฉือนระดับจุลภาคของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ กับวัสดุประเภทไฮบริดแคดแคม-
เซรามิก

ข้อจำกัดของงานวิจัย

เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการที่มีการจำลองสภาวะในช่องปากเพียงบางส่วนเท่านั้น

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

สามารถเลือกใช้ชนิดของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ที่เหมาะสมกับวัสดุไฮบริดแคดแคม-
เซรามิก

บทที่ 2

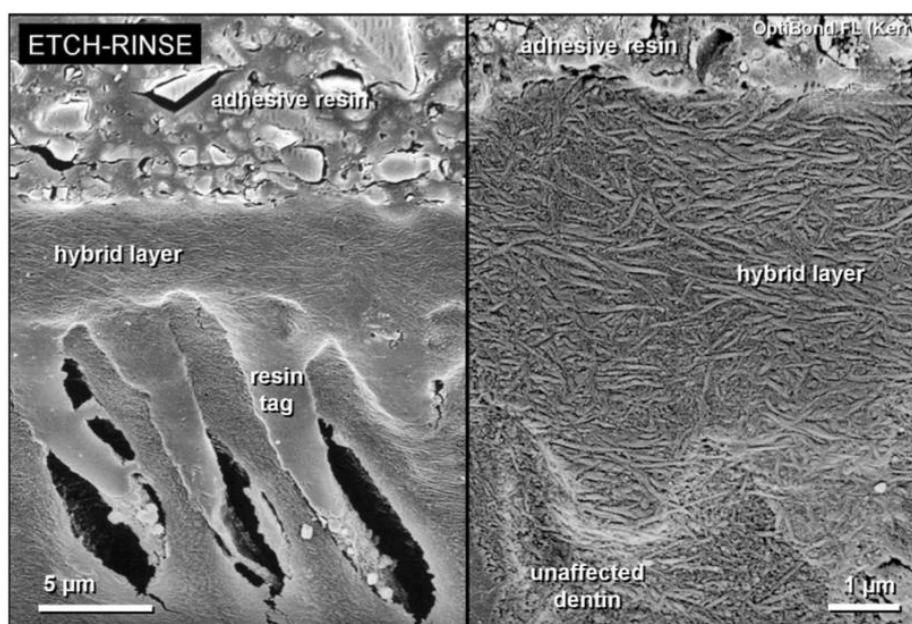
เอกสาร และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

สารยึดติดทางทันตกรรม (dentin bonding agent)

เป็นวัสดุที่ยึดเชื่อมต่อระหว่างสารตั้งต้นสองชนิดเข้าด้วยกัน ช่วยให้เกิดการยึดอยู่ของวัสดุและโครงสร้างของฟัน ถ่ายทอดแรงจากวัสดุไปสู่โครงสร้างของฟัน และทำให้เกิดความแนบสนิทระหว่างโครงสร้างของฟัน และวัสดุบูรณะ โดยวัดค่าแรงที่ใช้กระทำต่อวัสดุให้แยกออกจากฟัน หรือสารตั้งต้นอื่นๆก็ตาม แรงนี้จะเรียกว่า ค่าความแข็งแรงพันธะ (bond strength) (4, 5, 12)

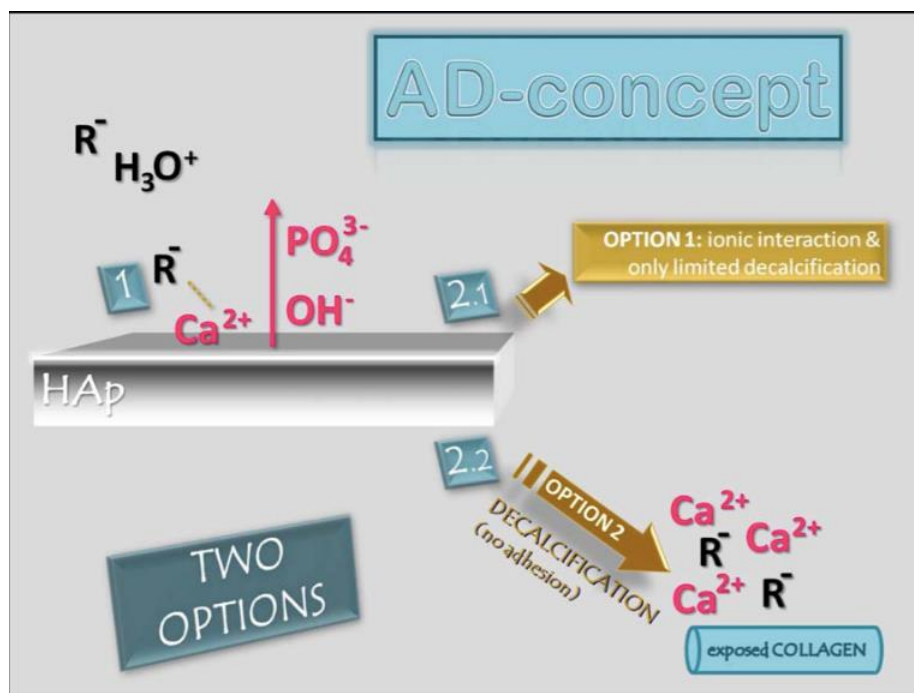
กลไกพื้นฐานของการยึดติดระหว่างโครงสร้างฟัน และวัสดุบูรณะ

Nakabayashi และคณะ ในปี 1982 เสนอกระบวนการไฮบริดเดชัน (hybridization) คือการยึดติดระหว่างโครงสร้างของฟัน และวัสดุบูรณะ โดยเริ่มจากการดึงแร่ธาตุจากองค์ประกอบอินทรีย์ หรือไฮดรอกซีอะพาไทต์ออกจากโครงสร้างฟันโดยสารที่มีฤทธิ์เป็นกรด ทำให้เกิดรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก และเกิดการแทรกซึมของเรซินมอนอเมอร์ เข้าไปในรูพรุน ซึ่งเมื่อเกิดการสร้างพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์ และยึดติดกับโครงสร้างของฟัน ทำให้เกิดชั้นไฮบริด (hybrid layer) (13) ซึ่งเป็นการยึดติดทางกลระดับจุลภาค (micro-mechanical interaction) (3, 5) ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด แสดงชั้นไฮบริดระหว่างเนื้อฟันและสารยึดติด เมื่อใช้ผลิตภัณฑ์ประเภทเอทซ์แอนด์รีนส์สามขั้นตอน Optibond FL® (Kerr, USA)
 ภาพซ้าย : พบชั้นไฮบริดหนา 4-5 ไมโครเมตร และมีเรซินแท่ง (resin tag) แทรกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน
 ภาพขวา : ชั้นไฮบริดประกอบด้วยเส้นใยคอลลาเจน ที่มีองค์ประกอบเรซินแทรกตัวอยู่
 คัดลอกจาก Van Meerbeek และคณะ ในปี 2003 (14)

การยึดติดทางเคมี เช่น พันธะโควาเลนต์ (covalent bond) หรือไอออนิก (ionic bond) เกิดจากมอนอเมอร์ จับตัวกับองค์ประกอบอินทรีย์ในเนื้อฟัน โดยมีการแลกเปลี่ยนประจุ (charge-transfer interactions) กลไกนี้สอดคล้องกับแนวคิดการยึดติด และการละลายแร่ธาตุ (Adhesion-Decalcification concept) ซึ่งอธิบายถึงกลไกการยึดติดของไฮดรอกซีอะพาไทต์กับโครงสร้างของวัสดุ มอนอเมอร์กลุ่มทำงาน (functional monomer) จะสร้างพันธะไอออนิกกับแคลเซียมในไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดเป็นองค์ประกอบเชิงซ้อนของแคลเซียม และมอนอเมอร์ (calcium-monomer complex) ถ้ามีความเสถียรจะเกิดการยึดติดทางเคมี ถ้าไม่เสถียรพันธะไอออนิกจะสลายเกิดการละลายแร่ธาตุบนผิวฟัน เปิดเผยโครงข่ายคอลลาเจน และพันธะแรงยึดติดเสื่อมสลายลง (4, 12) ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงแนวคิดการยึดติด และการละลายแร่ธาตุ จากภาพขั้นตอนหมายเลข 1 เมื่อเกิดปฏิกิริยาเคมีระหว่างองค์ประกอบในสารยึดติดกับโครงสร้างของฟัน จะเกิดทางเลือก 2 ทาง คือ หมายเลข 2.1 เกิดพันธะไอออนิก ที่ทำให้เกิดผลึกเกลือแคลเซียมฟอสเฟต และหมายเลข 2.2 ถ้าพันธะไอออนิกไม่เสถียร จะเกิดการละลายแร่ธาตุ ปลดปล่อยแคลเซียม และ ฟอสเฟตจากโครงสร้างของฟัน

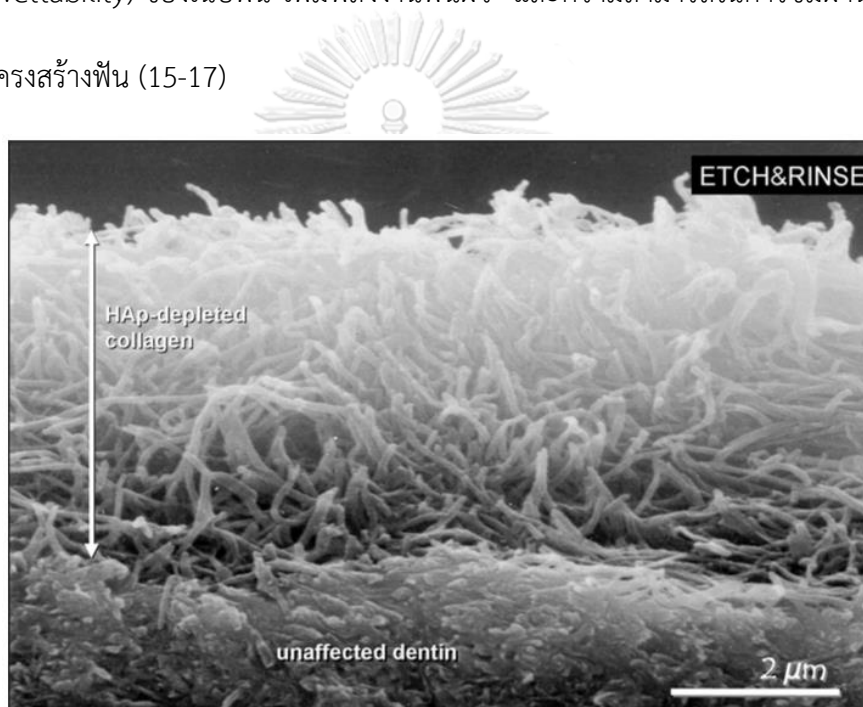
คัดลอกจาก Van Meerbeek และคณะ ในปี 2011 (4)

ประเภทของสารยึดติด

สารยึดติดที่นิยมใช้ในปัจจุบันมี 2 ระบบใหญ่ๆ ตามวิธีการเข้าจัดการกับสารต้นตัน หรือชั้น สเมียร์ คือ ระบบเอทช์แอนด์รีนส์ (etch and rinse system) และระบบเซลฟ์เอทช์ (self-etch system) (3, 4)

1. ระบบเอทช์แอนด์รีนส์ สามารถแบ่งย่อยได้เป็นระบบเอทช์แอนด์รีนส์ 3 ขั้นตอน และระบบเอทช์แอนด์รีนส์ 2 ขั้นตอน โดยขั้นตอนการทำงานของระบบนี้ประกอบไปด้วยขั้นตอนหลัก 3 ขั้นตอน คือ

การใช้สารที่มีฤทธิ์เป็นกรด คือ กรดฟอสฟอริก ความเข้มข้นร้อยละ 30-40 และมีค่าความเป็นกรดต่างประมาณ 0.4 (3) โดยกรดที่มีความเข้มข้นในช่วงนี้ จะกำจัดชั้นสเมียร์ และละลายแร่ธาตุ ได้แก่ แคลเซียม และฟอสเฟต จากโครงสร้างของฟัน ทำให้เกิดการเปิดเผยของเส้นใยคอลลาเจน เปิดท่อเนื้อฟัน และเกิดรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก (5, 14) ดังรูปที่ 3 ซึ่งทำให้เพิ่มความสามารถในการซึมผ่าน (permeability) และความสามารถในการฉาบตัว (wettability) ของเนื้อฟัน เพิ่มพลังงานพื้นผิว และความสามารถในการซึมผ่านของเรซินสู่โครงสร้างฟัน (15-17)



รูปที่ 3 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ของชั้นเนื้อฟันที่ถูกกำจัดแร่ธาตุออกด้วยกรดฟอสฟอริก ทำให้เกิดการเปิดเผยเส้นใยคอลลาเจน คัดลอกจาก Van Meerbeek และคณะ ในปี 2003 (14)

ขั้นตอนการทำไพรเมอร์ คือ การทำให้สารโบฟังก์ชันนอลโมเลกุล เข้าไปปกคลุมชั้นนอกของเส้นใยคอลลาเจนที่ถูกกำจัดแร่ธาตุ เพื่อรักษาพื้นที่โดยรอบของเส้นใยคอลลาเจนไม่ให้ฟุ้งตัวลง และทำให้เพิ่มคุณสมบัติความไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) เพื่อเตรียมพร้อมรองรับบอนด์เรซิน ขั้นตอนการทำไพรเมอร์จะทำให้เพิ่มพลังงานพื้นผิว และเพิ่ม

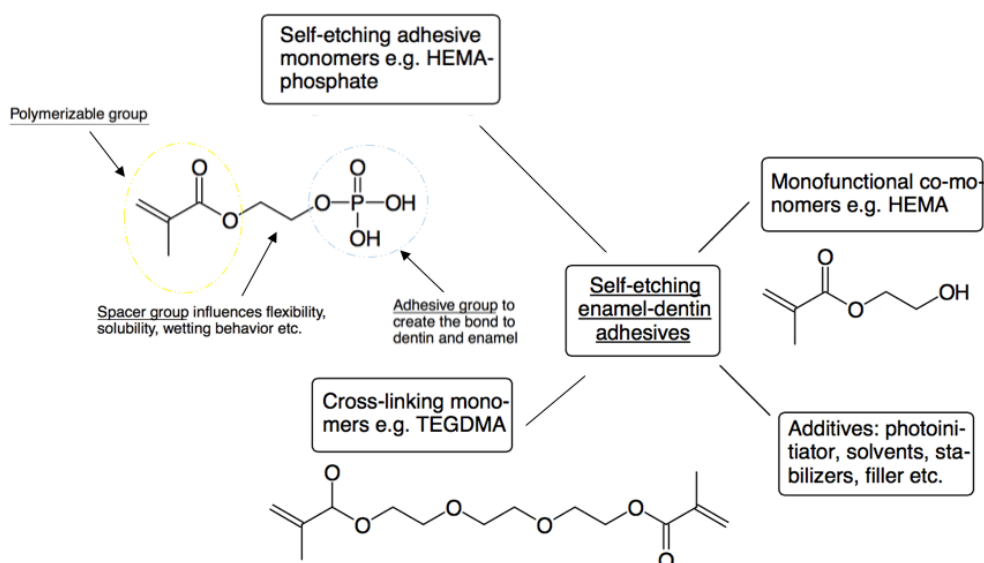
ความสามารถในการจับตัวมากยิ่งขึ้น (3, 10) สารนี้จะประกอบไปด้วยมอนอเมอร์ที่เป็นหมู่ทำงาน 2 หมู่ ได้แก่ หมู่ที่ชอบน้ำ และหมู่ที่ไม่ชอบน้ำ เรซินมอนอเมอร์ที่มีความชอบน้ำ (hydrophilic resin monomers) ในสารไพรเมอร์ เป็นไปฟังก์ชันนอลโมเลกุล เช่น ทุไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลท หรือฮีมา [2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA)] โพรเมทาคริลอยล้อยูเอทิลไตรมัลลิเตทแอนไฮเดรต [4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META)] และไบฟีนิลไดเมทาคริเลท [biphenyl dimethacrylate (BPDM)] เป็นต้น (18, 19) โดยทำละลายในตัวทำละลาย เช่น น้ำ อัลกอฮอล์ หรืออะซิโตน เป็นต้น (4, 10)

ขั้นตอนการทาสารยึดติด หรือสารบอนด์เรซิน ซึ่งมีองค์ประกอบคล้ายกับเรซินของวัสดุบูรณะ ประกอบไปด้วย เรซินมอนอเมอร์ที่ไม่ชอบน้ำ ได้แก่ บิสฟีนอลเอไดโกลซีดีลเมทาคริเลท [bisphenol A diglycidyl methacrylate (Bis-GMA)] และยูรีเทนไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] มีเมทาคริเลทมอนอเมอร์ที่ค่อนข้างชอบน้ำ เช่น ไตรเอทิลีนไกลคอลไดเมทาคริเลท [triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)] เป็นสารควบคุมความหนืด และมีองค์ประกอบของฮีมา [2-Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA)] ซึ่งมีคุณสมบัติละลายน้ำได้ ทำให้ส่วนผสมของสารยึดติดที่มีขี้ว และไม่มีขี้วเข้ากันได้ แต่ไม่สามารถทำปฏิกิริยากับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (10, 20) เรซินมอนอเมอร์ที่ไม่ชอบน้ำจะแทรกซึมเข้าพื้นที่ระหว่างเส้นใยคอลลาเจน และเมื่อทำให้เกิดการสร้างพอลิเมอร์ ทำให้เกิดการยึดติดทางกลระดับจุลภาค (5, 14)

ส่วนสารยึดติดระบบเอทซ์แอนด์รีนส์ 2 ขั้นตอน จะมีการรวมขั้นตอนของไพรเมอร์และบอนด์เรซิน ไว้ในขวดเดียวกัน (3)

สารยึดติดระบบเอนท์เร็นส์ที่มีจำหน่ายในปัจจุบันมีหลากหลายผลิตภัณฑ์ ในการศึกษา
เลือกใช้สารยึดติดระบบเอนท์เร็นส์ 3 ขั้นตอน ผลิตภัณฑ์ Optibond FL[®] เนื่องจากถูกจัดว่า
เป็นสารยึดติดที่ได้รับการอ้างอิงให้เป็นโกลด์สแตนดาร์ด (gold-standard) ให้ค่าความแข็งแรง
พันธะสูง ให้ชั้นไฮบริดที่หนา ตามรูปที่ 1 และใช้กันอย่างแพร่หลายมายาวนาน (3, 12, 14, 21, 22)

2. ระบบเซลฟ์เอนท์เร็นส์ สามารถแบ่งย่อยได้เป็น ระบบเซลฟ์เอนท์เร็นส์ 2 ขั้นตอน และระบบ
เซลฟ์เอนท์เร็นส์ 1 ขั้นตอน (4) ระบบเซลฟ์เอนท์เร็นส์ 2 ขั้นตอน จะประกอบไปด้วยสารเซลฟ์เอนท์เร็นส์ซึ่งไพรเมอร์
(self-etching primer) และสารแอดฮีซีฟเรซิน (adhesive resin) ส่วนระบบเซลฟ์เอนท์เร็นส์ 1 ขั้นตอน
จะรวมทั้งสองส่วนในขั้นตอนเดียว (4) สารยึดติดระบบนี้มีความแตกต่างจากระบบเอนท์เร็นส์ ไม่
มีการแยกขั้นตอนการใช้กรดความเข้มข้นสูงเพื่อกำจัดแร่ธาตุออกจากโครงสร้างของฟัน (23) โดยจะ
รวมส่วนประกอบของขั้นตอนการปรับสภาพ และการทาไพรเมอร์ โครงสร้างฟันไว้ในขั้นตอนเดียวกัน
และมีค่าความเป็นกรดต่างอยู่ในช่วง 1.5-2.5 (4, 10) องค์ประกอบสำคัญที่อยู่ในสารเซลฟ์เอนท์เร็นส์ซึ่ง-
ไพรเมอร์ และสารแอดฮีซีฟเรซิน คือ สารมอนอเมอร์ ซึ่งสามารถแบ่งเป็นประเภทใหญ่ได้ 3 ประเภท
และทำหน้าที่แตกต่างกัน ได้แก่ กลุ่มเซลฟ์เอนท์เร็นส์ซึ่งแอดฮีซีฟมอนอเมอร์ (self-etching adhesive
monomer) กลุ่มครอสลิงค์กิงค์มอนอเมอร์ (cross-linking monomer) เพื่อให้เกิดโครงข่ายพอลิ-
เมอร์ และกลุ่มแอดดิชันนอลมอนอฟังก์ชันนอลโคมอนอเมอร์ (additional monofunctional co-
monomer) ที่ทำให้เกิดคุณสมบัติทางกายภาพต่างๆของสารยึดติด เป็นต้น (9)



รูปที่ 4 แสดงส่วนประกอบในสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ และโครงสร้างของมอนอเมอร์กลุ่มทำงาน ดัดแปลงจาก Moszner และคณะ ในปี 2005 (9)

เซลฟ์เอทช์ซึ่งแอดฮีซีฟมอนอเมอร์ ในสารยึดติดประเภทเซลฟ์เอทช์

ประกอบไปด้วย 3 ส่วน คือ

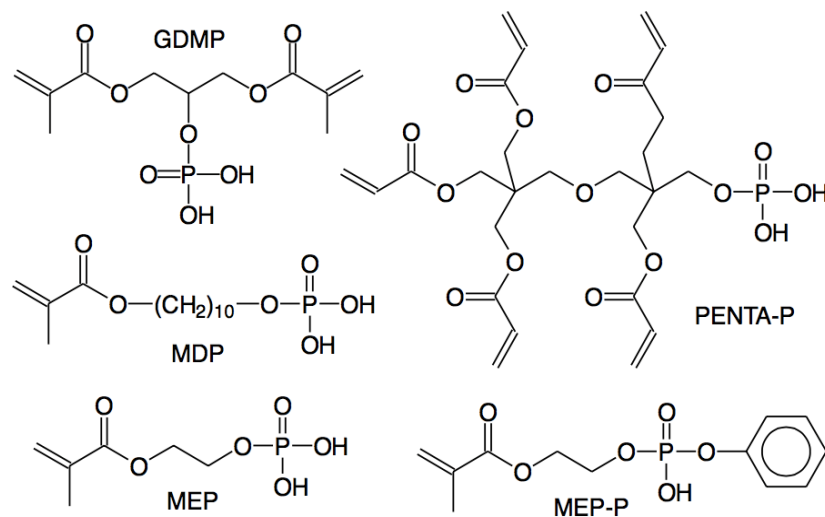
กลุ่มโพลีเมไรเซชัน (*polymerizable group*) มีหน้าที่ทำปฏิกิริยากับมอนอเมอร์ตัวอื่นใน สารยึดติด และองค์ประกอบในวัสดุบูรณะ (9)

กลุ่มสเปเซอร์ (*spacer group*) มีหน้าที่ทำให้เกิดคุณสมบัติต่างๆ เช่น ความสามารถในการ ละลาย (*solubility*) และความสามารถในการฉาบตัว (*wetting properties*) เป็นต้น (9, 20, 24)

กลุ่มแอดฮีซีฟ (*adhesive group*) มีหน้าที่ทำปฏิกิริยากับฟัน ซึ่งกลุ่มที่เหมาะสมสำหรับกลุ่ม แอดฮีซีฟ คือ กลุ่มที่มีความเป็นกรด (*acidic group*) ซึ่งมีกลุ่มอนุพันธ์กรดคาร์บอกซิลิก (*carboxylic acids*) อนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริก (*phosphoric acids*) แอซิดฟอสเฟต (*acid phosphates*) และ กรดซัลโฟนิก (*sulfonic acid*) ซึ่งมีความรุนแรงของกรดจากน้อยไปมากตามลำดับ (9)

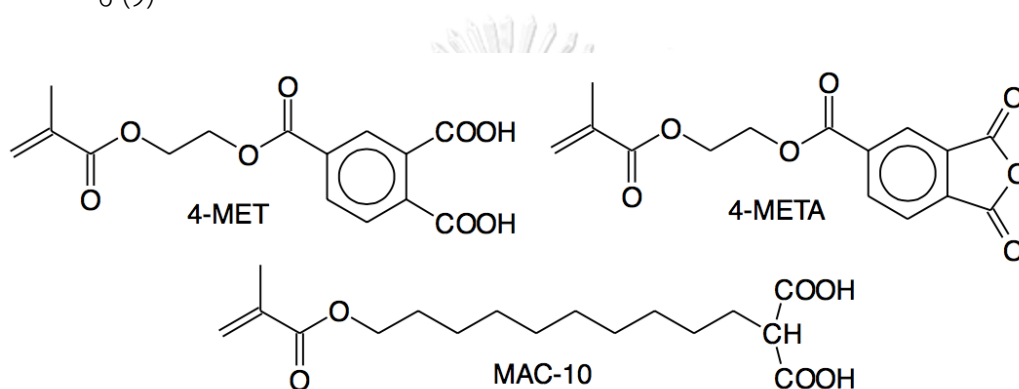
กลุ่ม แอดฮีซีฟ มอนอเมอร์ (*adhesive monomer*) ที่มีในผลิตภัณฑ์สารยึดติดระบบเซลฟ์- เอทช์ ที่มีจำหน่ายทั่วไป ที่นิยมมี 2 กลุ่ม (9) คือ

1. มอนอเมอร์ที่มีฟอสฟอรัส (Phosphorus-containing monomer) ได้แก่ กลีเซอรอลไดเมทาคริเลทเอสเทอร์ของกรดฟอสฟอริกแอซิด [glycerol dimethacrylate ester of phosphate acid (GDMP)] เมทาคริลอยล้อยล็คซีอีทิลฟีนิลไฮโดรเจนฟอสเฟต [methacryloyloxyethyl phenyl hydrogen phosphate (MEP-P)] เมทาคริลอยล้อยล็คซี-เดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต [methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP)] เมทาคริลอยล้อยล็คซีโพรพิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต (MPP) เมทาคริลอยล้อยล็คซีอีทิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต [methacryloyloxyethyl dihydrogen phosphate (MEP, HEMA-phosphate)] และ ไดเพนทาอีริทริทอลเพนทาอะคริเลทมอนอฟอสเฟต [dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate (PENTA-P)] เป็นต้น ซึ่งมีโครงสร้างโมเลกุลดังรูปที่ 5 (9)



รูปที่ 5 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของมอนอเมอร์ที่มีฟอสฟอรัส
คัดลอกจาก Moszner และคณะ ในปี 2005 (9)

2. กลุ่มที่มีกรดคาร์บอกซิลิก (Polymerizable carboxylic acids) ได้แก่ โพรเมทาคริลอยล้อยอกซีอีทิลไตรเมลลิติกแอซิด [4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid (4-MET)] โพรเมทาคริลอยล้อยอกซีอีทิลไตรเมลลิติกแอนไฮไดรด์ [4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META)] และเท็นเมทาคริลอยล้อยอกซีเดซิลมาโลนิกแอซิด [10-methacryloyloxydecyl malonic acid (MAC-10)] เป็นต้น ซึ่งมีโครงสร้างโมเลกุลดังรูปที่ 6 (9)

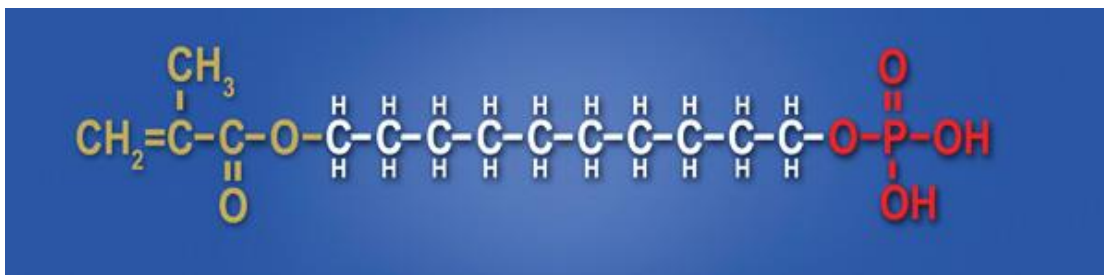


รูปที่ 6 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของกลุ่มที่มีคาร์บอกซิลิก
คัดลอกจาก Moszner และคณะ ในปี 2005 (9)

ตัวอย่างแอตตีซีฟมอนอเมอร์ที่เป็นองค์ประกอบที่นิยมในสารยึดติด ได้แก่ สารเท็นเมทาคริลอยล้อยอกซีเดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต หรือเท็นเอ็มดีพี [10-Methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate (10-MDP)] กลีเซอรอยด์ฟอสเฟตไดเมทาคริเลท หรือจีพีดีเอ็ม [glycerol phosphate dimethacrylate (GPDM)]

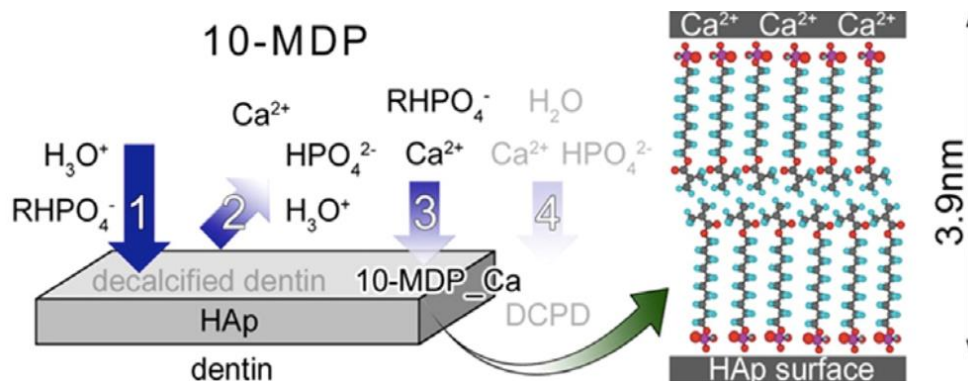
สารเท็นเมทาคริลอยล้อยอกซีเดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต หรือเท็นเอ็มดีพี

เป็นมอนอเมอร์ที่มีโครงสร้างตามรูปที่ 7 ประกอบไปด้วยสายคาร์บอนิล (carbonyl chain) ที่ยาว มีคุณสมบัติไม่ชอบน้ำ และทำให้เกิดความคงทนต่อปฏิกิริยาไฮโดรไลติก (hydrolytic stability) (16)



รูปที่ 7 แสดงโครงสร้างของเทินเอ็มดีพี โครงสร้างสีแดง คือ กลุ่มฟอสเฟต มีหน้าที่ยึดติดกับโครงสร้างของฟัน โครงสร้างสีเหลือง คือกลุ่มเมทาคริเลท มีหน้าที่ยึดติดกับองค์ประกอบของวัสดุบูรณะ และซีเมนต์ คัดลอกจาก Alex ในปี 2015 (25)

โดยสารเทินเอ็มดีพีจะเกิดปฏิกิริยาเคมีกับโครงสร้างฟัน เมื่อไฮโดรเนียมไอออน (H_3O^+) ละลายผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ เมื่อมีปริมาณของแคลเซียมไอออนที่มากพอ จะเกิดพันธะไอออนิกกับ และตกตะกอนเกลือแคลเซียมเทินเอ็มดีพี (calcium-10-MDP salt) และเกิดการยึดติดที่สมบูรณ์ขึ้น (16, 23, 26-28) เมื่อโมเลกุลเกลือแคลเซียมเทินเอ็มดีพีมีปริมาณมาก กลุ่มเมทาคริเลทที่ปลายอีก ด้านจะจับตัวกันสร้างเป็นสองแถว เกิดเป็นโครงสร้างของนาโนเลเยอร์ริง (nano-layering structure) (29, 30) มีความสามารถในการปกป้องเส้นใยคอลลาเจนจากการสลายตัว เพิ่มความต้านทานของ ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ต่อการถูกละลายด้วยสารที่มีฤทธิ์เป็นกรด และสร้างพันธะระหว่างสารตั้งต้น และวัสดุบูรณะ (31) ต่อมาเมื่อผ่านไประยะเวลาหนึ่งเมื่อมีปริมาณแคลเซียมฟอสเฟต (HPO_4^{2-}) และไฮดรอกไซด์ไอออน (OH^-) ที่มากพอ จะตกผลึกเกิดเป็นผลึกไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรท (Dicalcium phosphate dihydrate [DCPD]) ซึ่งมีความทนทานต่อการสลายตัวต่ำ (28, 30, 32, 33) ดังรูปที่ 8



รูปที่ 8 แสดงปฏิกิริยาระหว่างเทินเอ็มดีพี และไฮดรอกซีอะพาไทด์และการสร้างนาโนเลเยอร์

หมายเลข 1 : เมื่อสารเทินเอ็มดีพี ถูกดูดซึมเข้าสู่โครงสร้างของฟัน

หมายเลข 2 : เทินเอ็มดีพีจะทำให้เกิดการละลาย แคลเซียม ฟอสเฟต และไฮดรอกไซด์ไอออน

หมายเลข 3 : เกิดการจับตัวของเทินเอ็มดีพี และแคลเซียมไอออน

จะเกิดการสร้างเกลือแคลเซียมเทินเอ็มดีพี และจับตัวกันเป็นนาโนเลเยอร์

หมายเลข 4 : เมื่อระยะเวลาผ่านไป จะเกิดการสร้างผลึกไดแคลเซียมฟอสเฟตไดไฮเดรต คัดลอกจาก Yoshihara และคณะ ในปี 2010 (32)

ปัจจัยที่มีผลต่อความแข็งแรงของนาโนเลเยอร์ คือ ความเข้มข้นของเทินเอ็มดีพี ถ้ามีปริมาณที่มากเพียงพอ ก็ทำให้เกิดชั้นนาโนเลเยอร์ที่มีความหนาแน่นขึ้น (33, 34) เทคนิคการถูถู ทาสารยึดติด ทำให้เกิดการแทรกซึมของโมเลกุลได้ลึกยิ่งขึ้น (35, 36) โครงสร้างของเทินเอ็มดีพี เป็นเทินเอ็มดีพี มอนอเมอร์ (10-MDP monomer) จะมีค่าความเป็นกรดต่ำกว่า ทำให้เกิดปฏิกิริยามากกว่า และสร้างชั้นไฮบริดได้หนากว่าเทินเอ็มดีพีไดเมอร์ (10-MDP dimer) (34, 37) และลักษณะของผลึกเกลือแคลเซียมเทินเอ็มดีพีที่ได้ หากเป็นผลึกแคลเซียมโมเลกุลเดี่ยว (mono-calcium salt) จะทำให้สร้างชั้นไฮบริดได้มีความหนาแน่นกว่าผลึกแคลเซียมโมเลกุลคู่ (di-calcium salt) (34) แต่อย่างไรก็ตาม เมื่อมีการใส่เทินเอ็มดีพี หรือสารมอนอเมอร์ตัวอื่นๆ ปริมาณมากขึ้น จะทำให้สารยึดติดมีความข้นหนืดมากขึ้น ซึ่งส่งผลให้ค่าปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ (Degree of conversion) ลดลง (38, 39)

สารกาลีเซอรอยด์ฟอสเฟตไดเมทาคริเลท หรือจีพีดีเอ็ม

สารมอโนเมอร์ชนิดนี้มีในผลิตภัณฑ์ Optibond FL[®] Optibond solo plus[®] และ Optibond XTR[®] (Kerr, USA) เป็นต้น (10) จีพีดีเอ็มทำให้เกิดการละลายแร่ธาตุ แต่ไม่มีการรายงานการยึดติดทางเคมีกับฟัน (12, 40) Wang และคณะ ในปี 2017 พบว่า สารยึดติด Optibond XTR[®] (Kerr, USA) ไม่ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมียึดติดกับโครงสร้างของฟันเหมือนกับ Scotchbond Universal[®] (3M ESPE, USA) และ Clearfil Universal[®] (Kuraray, Japan) แต่กลับมีค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคที่มากที่สุด ทั้งจากการวัดทันที และหลังจากผ่านกระบวนการเทอร์โมไซเคิล 5,000 รอบ (41) ดังนั้นสารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนส์ Optibond FL[®] และสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ Optibond XTR[®] จึงเป็นสารยึดติดที่น่าสนใจในการนำมาเปรียบเทียบกับสารยึดติดระบบยูนิเวอร์ซอลที่มีองค์ประกอบของเทินเอ็มดีพี ที่มีรายงานค่าความแข็งแรงพันธะสูง และมีการยึดติดที่คงทน (7, 42)

สารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ถูกอ้างว่าเป็นสารยึดติดที่ใช้งาน ลดขั้นตอนการใช้งาน และลดการเกิดอาการเสียวฟันหลังบูรณะ (11) ซึ่งการรวมองค์ประกอบไว้ในขวดเดียว ทำให้เกิดการเสื่อมสลายขององค์ประกอบได้ง่าย อาจทำให้เกิดปัญหาเรื่องอายุการใช้งานของสารยึดติด (9) นอกจากนี้ การใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ ทำให้เกิดการละลายแร่ธาตุของเนื้อฟันลงไปได้ลึกกว่าการแทรกซึมของสารเรซินมอโนเมอร์ จึงทำให้เกิดการรั่วซึมระดับนาโน (nanoleakage) (43) ส่วนสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ 1 ขั้นตอน จะมีคุณสมบัติในการซึมผ่าน (semi-permeable membrane) จึงดูน้ำเข้ามาในชั้นสารยึดติด และทำให้เกิดการเสื่อมสลายจากการดูดน้ำได้ (hydrolysis degradation) (4, 44)

สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล (Universal bonding)

ปัจจุบันมีความพยายามพัฒนาเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ และอำนวยความสะดวกในการใช้งาน ยิ่งขึ้น จึงกลายมาเป็นสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล ซึ่งเป็นสารยึดติดที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในหลายๆ รูปแบบ เช่น ระบบเอทซ์แอนดรีนส์ หรือระบบเซลฟ์เอทซ์ เลยถูกเรียกว่า “มัลติโหมดแอดฮีซีฟ” (multi-mode adhesives) (6, 8) โดยมากมักรวมส่วนผสมหลายๆส่วนในขวดเดียว เพื่อให้สะดวกต่อการใช้งาน คุณสมบัติของสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล คืออัตราการเสียวฟันหลังบรูณะต่ำ ลดความผิดพลาดจากการใช้หลายขั้นตอน (low technique sensitive) (6, 9) และมีการผสมส่วนผสมอื่นๆ เพื่อเพิ่มความสามารถในการยึดติดกับสารตั้งต้นหลายๆชนิด ได้แก่ เทีนเอ็มดีพี ไฮเลน เป็นต้น (6)

ในปี 2017 Tsujimoto และคณะ เปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนของสารยึดติด เมื่อบรูณะด้วยเรซินคอมโพสิตที่เนื้อฟัน พบว่าสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอลมีค่าความแข็งแรงพันธะใกล้เคียงกับสารยึดติดประเภทเซลฟ์เอทซ์ 2 ขั้นตอน (45) เนื่องจากค่าความเป็นกรดต่าง 2.7 ทำให้เกิดการละลายแร่ธาตุในระดับที่เหมาะสม (46, 47) และมีองค์ประกอบของเทีนเอ็มดีพี ที่ทำให้เกิดการยึดติดทางเคมี เกิดค่าความแข็งแรงพันธะสูง ลดการรั่วซึมระดับนาโน และทนต่อการเสื่อมสลาย (48-51) และในปี 2014 Perdigao และคณะ ทดสอบอัตราการยึดติด และอัตราการล้มเหลวของสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล ผลิตภัณฑ์ Scotchbond Universal[®] (3M ESPE, USA) โดยใช้เกณฑ์ของ Fédération Dentaire Internationale (FDI) และ United States Public Health Service (USPHS) พบว่าเมื่อเทียบอาการเสียวฟันหลังบรูณะ ความแนบสนิทของวัสดุบรูณะ และการติดสีตามขอบวัสดุที่ระยะเวลา 18 เดือน เทียบกับหลังบรูณะทันที ไม่มีความแตกต่างกัน อัตราการยึดติดของวัสดุอยู่ในช่วงร้อยละ 94-100 และอัตราการล้มเหลวน้อยกว่าร้อยละ 10 (7) คล้ายกับการศึกษาของ

Loguercio และคณะ ที่ศึกษาอัตราการยึดติดของผลิตภัณฑ์ Scotchbond Universal® ที่ระยะเวลา 36 เดือน โดยใช้เกณฑ์เดียวกัน พบว่าอัตราการยึดติดอยู่ในช่วงร้อยละ 89-98 (42)

จะเห็นว่า สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล เป็นสารยึดติดที่น่าสนใจ เนื่องจากทำให้เกิดความเสถียรในการใช้งาน เกิดการยึดติดทางเคมี และมีอัตราการยึดติดที่ดีในระยะยาว (7, 42, 51, 52) งานวิจัยนี้จึงสนใจสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล โดยเลือกใช้ผลิตภัณฑ์ Scotchbond Universal® เนื่องจากมีรายงานเกิดการยึดติดทางเคมีจากองค์ประกอบของมอนอเมอร์กลุ่มทำงาน 2 ชนิดคือ 1) เทนเอ็มดีพี ที่มีคุณสมบัติละลายแร่ธาตุ และเกิดปฏิกิริยาเคมียึดติดกับโครงสร้างฟัน และ 2) โพลีอัลคิลีนอิกแอซิดโคพอลิเมอร์ [Polyalkenoic acid copolymer (PAC)] ซึ่งมีความสามารถในการแย่งจับกับแคลเซียมในไฮดรอกซีอะพาไทต์ (7, 29, 53, 54) การมีองค์ประกอบของโพลีอัลคิลีนอิกแอซิดโคพอลิเมอร์ร่วมกับเทนเอ็มดีพี ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะที่มากกว่าสารยึดติดที่มีองค์ประกอบของเทนเอ็มดีพีเพียงอย่างเดียว และให้ค่าความแข็งแรงพันธะที่ยาวนาน (53) และ การใช้สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล ในระบบเอทซ์แอนดรีนส์ ทำให้ได้ชั้นไฮบริดที่มีความหนา และหนาแน่นมากพอๆกับสารยึดติดแบบเอทซ์แอนดรีนส์ทั่วไป (55, 56) จึงเลือกสารยึดติด Scotchbond Universal® ในรูปแบบเอทซ์แอนดรีนส์มาศึกษาเปรียบเทียบกับสารยึดติดระบบอื่นๆ

เรซินซีเมนต์ (Resin cement)

คือ วัสดุที่องค์ประกอบเหมือนเรซินคอมโพสิตโดยทั่วไป มีบทบาทสำคัญในการทำให้เกิดการยึดติดกันระหว่างชิ้นงานที่ผลิตจากห้องปฏิบัติการทางทันตกรรม และผิวฟัน มีคุณสมบัติคือ แข็งแรง ละลายตัวต่ำ ไหลแผ่ได้ดี (57, 58) ซึ่งสามารถแบ่งประเภทของเรซินซีเมนต์ตามระบบการเกิดปฏิกิริยา แบ่งได้ 3 แบบ (59, 60) ดังนี้

1. เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมี (self-cured resin cement) นิยมใช้ในงานที่แสงเข้าถึงลำบาก เช่น ซึ้นงานโลหะ หรือซึ้นงานเซรามิกที่มีความหนา เรซินซีเมนต์ชนิดนี้จะมีส่วนผสมของเอไมด์ตติยภูมิ เบนโซอิล เปรอร์ออกไซด์ (Tertiary amine benzoyl peroxide) เป็นตัวกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาเคมี (59, 60)

2. เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light-cured resin cement) เป็นเรซินซีเมนต์ที่มีตัวกระตุ้นปฏิกิริยาด้วยแสง คือ แคมโฟควิโนน หรือสารอื่นๆ ซึ่งมีความจำเพาะ ต่อความยาวแสงที่ใช้ ดังนั้นการใช้เรซินซีเมนต์ชนิดนี้ จึงจำเป็นต้องคำนึงถึงการทำให้เกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์ เนื่องจากส่วนที่ไม่เกิดปฏิกิริยา จะเป็นจุดอ่อนที่นำไปสู่การล้มเหลวในการยึดติด ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดปฏิกิริยาชนิดนี้ คือ ชนิดของตัวกระตุ้นปฏิกิริยา ความหนา และความโปร่งแสงของวัสดุ ปริมาณพลังงานที่ได้รับจากเครื่องฉายแสง ข้อดีของเรซินซีเมนต์ชนิดนี้คือ มีเสถียรภาพของสีในชั้นซีเมนต์ และมีเวลาในการทำงานนาน (59, 60)

3. เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง (dual-cured resin cement) เป็นเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนผสมของตัวกระตุ้นปฏิกิริยาแบบเกิดขึ้นเอง เช่น เบนโซอิล เปรอร์ออกไซด์ และตัวกระตุ้นปฏิกิริยาด้วยแสง เช่น แคมโฟควิโนน ซึ่งการเกิดพอลิเมอร์จะเริ่มเกิดปฏิกิริยาจากการกระตุ้นด้วยแสง หลังจากนั้นจะเกิดปฏิกิริยาเคมี จนเกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์ ซึ่งเมื่อเกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์ จะให้ค่าความแข็งแรงพันธะของชั้นเรซินซีเมนต์สูงขึ้น (59-61)

พบการศึกษาของ Lukhr และคณะในปี 2014 และ Braz และคณะในปี 2017 พบว่าทั้ง RelyX Ultimate[®] และ Nexus3[®] เมื่อใช้ร่วมกับสารยึดติดในระบบเซลฟ์เอทซ์ที่เป็นผลิตภัณฑ์จากบริษัทผู้ผลิตเดียวกัน คือ ใช้ RelyX Ultimate[®] ร่วมกับ Scotchbond Universal[®] และ Nexus3[®] ร่วมกับ Optibond XTR[®] ยึดติดวัสดุบูรณะชนิดต่างๆกับเนื้อฟัน ทำให้ได้ค่าความแข็งแรงพันธะแรง

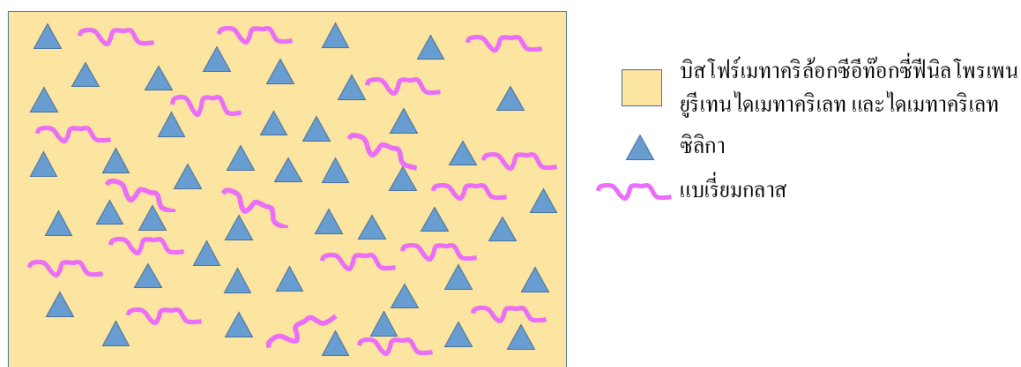
ตั้งระดับจุลภาค ค่าความแข็งแรงพันธะแรงตั้งระดับจุลภาค และค่าความแข็งแรงพันธะพุกเข้าที่ (Pust-out bond strength) ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (62, 63) แต่การศึกษาของ Suphaphawanit และคณะในปี 2017 และ Johnson และคณะในปี 2018 พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะ เมื่อยึดติดกับวัสดุกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต โดยใช้สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ทั้งสอง ชนิด นี้มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (64, 65) ซึ่งจะเห็นว่า การศึกษาที่ผ่านมา มีการเปรียบเทียบกับวัสดุหลากหลายประเภท และให้ผลที่แตกต่างกันไป แต่ยังไม่มีการศึกษาเปรียบเทียบ ระหว่างการใช้เรซินซีเมนต์ RelyX Ultimate[®] เปรียบเทียบกับ Nexus3[®] โดยตรง หรือใช้ยึดติดกับ วัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิก จึงเลือกใช้เรซินซีเมนต์ทั้งสองชนิดนี้ ซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วย ปฏิริยาเคมีร่วมกับแสง เนื่องจากวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกเป็นวัสดุที่มีสีเหมือนฟัน ซึ่งมีความ โปร่งแสง แต่มีความหนา แสงจากเครื่องฉายแสงสามารถส่องผ่านเพื่อให้เรซินซีเมนต์เกิดปฏิกิริยาการ เกิดพอลิเมอร์ได้บางส่วน (1, 59) โดยเลือกใช้เรซินซีเมนต์ที่เป็นผลิตภัณฑ์จากบริษัทเดียวกับระบบ สารยึดติดที่ใช้ และให้หน้าว่าเป็นระบบสารยึดติดเดียวกัน

ไฮบริดแคดแคมเซรามิก (hybrid CAD/CAM ceramic)

ไฮบริดแคดแคมเซรามิก หรือเซรามิกลูกผสม คือวัสดุประเภทเซรามิก ที่มีส่วนผสมของเรซิน คอมโพสิต (66) ซึ่งเป็นวัสดุที่ใช้สำหรับระบบแคดแคม (1, 67) โครงสร้างประกอบไปด้วยโครงข่าย เซรามิก และอะคริลิกพอลิเมอร์ ซึ่งจะนำข้อดีของแต่ละวัสดุมาผสมรวมกัน (1) สามารถแบ่งตาม องค์ประกอบได้ 3 ประเภท ดังนี้

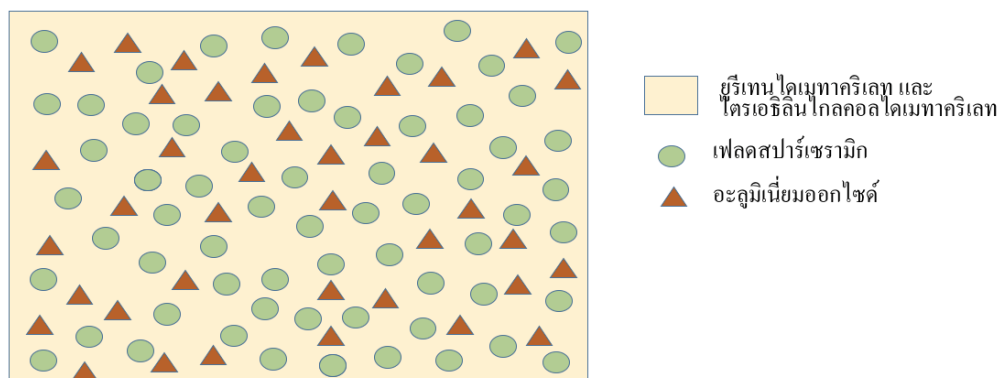
1. เรซินนาโนเซรามิก (Resin-nanoceramic) คือ ผลิตภัณฑ์ Cerasmart[®] (GC, USA) มี องค์ประกอบ คือ เรซินเมทริกซ์ ที่มีอนุภาคของนาโนเซรามิก ประมาณร้อยละ 80 โดยน้ำหนัก นาโน-เซรามิก ประกอบไปด้วยซิลิกาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 นาโนเมตร และแบเรียมกลาสส์ขนาด 600

นาโนเมตร ซึ่งมีอนุภาคขนาดเล็ก จึงถูกเรียกว่าเป็นนาโนเซรามิก และอยู่ในพอลิเมอร์ บิสโพรเมทา-
คริลอ็อกซีอีท็อกซีฟีนิลโพรเพน ยูรีเทนไดเมทาคริเลท และไดเมทาคริเลท (2) บางการศึกษาจัดวัสดุนี้
อยู่ในกลุ่มเรซินคอมโพสิต เนื่องจากมีองค์ประกอบค่อนข้างพอลิเมอร์ (68-70)



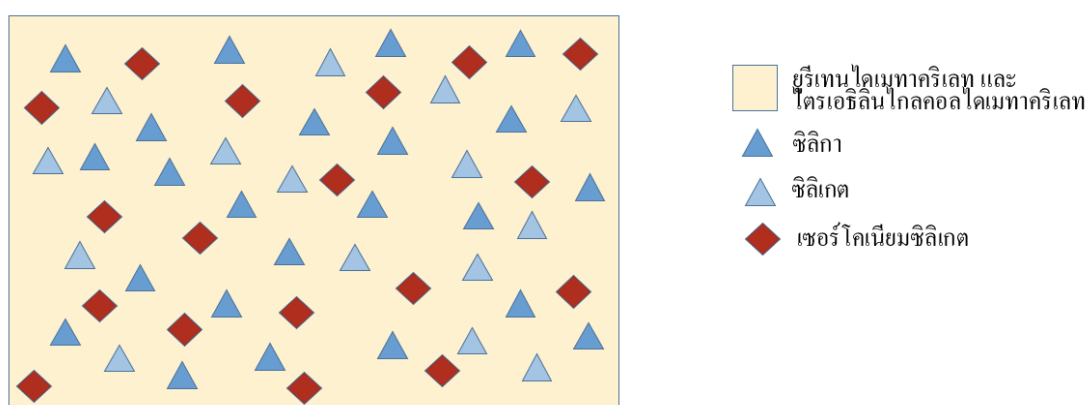
รูปที่ 9 แสดงองค์ประกอบของเรซินนาโนเซรามิก Cerasmart®

2. กลาสเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน (Glass-ceramic in a resin interpenetrating matrix) คือ ผลิตภัณฑ์ Vita Enamic® มีองค์ประกอบของโครงข่ายเซรามิกชนิด เฟลด์สปาร์ (ร้อยละ 86 โดยน้ำหนัก และร้อยละ 75 โดยปริมาตร) และโครงข่ายของพอลิเมอร์ที่ ประกอบไปด้วยยูรีเทนไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] และไตรเอทิลีนไกล-
คอลไดเมทาคริเลท [triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)] (ร้อยละ 14 โดยน้ำหนัก และร้อยละ 25 โดยปริมาตร) (2) ด้วยกระบวนการผลิตที่เกิดจากการนำโครงข่ายของเซรามิกซ้อนเข้ากับโครงข่ายของพอลิเมอร์ในสภาวะอุณหภูมิ และแรงดันที่สูง จึงทำให้เกิดเป็นวัสดุชนิดนี้ บาง การศึกษาจึงให้คำจำกัดความว่าวัสดุชนิดเป็นวัสดุไฮบริดเซรามิกที่แท้จริง (66, 68)



รูปที่ 10 แสดงภาพองค์ประกอบของกลาสเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน Vita Enamic®

3. เซอร์โคเนียซิลิกาเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน (Zirconia-silica ceramic in a resin interpenetrating matrix) คือ ผลิตภัณฑ์ Shofu Block HC® (SHOFU, Japan) มีองค์ประกอบของผงซิลิกา เซอร์โคเนียซิลิเกต ยูรีเทนไดเมทาคริเลท ไตรเอธิลีนไกลคอลไดเมทาคริเลท และสีย้อม โดยองค์ประกอบอนินทรีย์ มากกว่าร้อยละ 60 โดยน้ำหนัก (2) บางการศึกษาจัดวัสดุนี้ไว้ในกลุ่มเรซินคอมโพสิต เนื่องจากมีองค์ประกอบค่อนข้างไปทางพอลิเมอร์ เช่นเดียวกับกลุ่มเรซินนาโนเซรามิก (68-70)



รูปที่ 11 แสดงภาพองค์ประกอบของเซอร์โคเนียซิลิกาเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน Shofu Block HC®

ตารางที่ 1 แสดงองค์ประกอบของไฮบริดแคดแคมเซรามิก

ผลิตภัณฑ์	บริษัทผู้ผลิต	มอนอเมอร์	วัสดุอัดแทรก	ร้อยละวัสดุอัดแทรก
Cerasmart®	GC, USA	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silica and barium glass nanoparticles	71
Vita Enamic®	VITA, Germany	UDMA, TEGDMA	Feldspars ceramic	86
Shofu block HC®	SHOFU, Japan	UDMA, TEGDMA	Silica-based glass and zirconium silicate	61

ข้อดีของวัสดุประเภทนี้ คือ มีค่าความยืดหยุ่นมอดูลัสใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกแบบดั้งเดิม ขึ้นรูปขึ้นงานได้ง่าย มีความเปราะบางน้อยกว่า ความแข็งผิวน้อยกว่า และไม่ทำให้หัวกรอของเครื่องกลึงขึ้นงานเสียหายเร็ว เมื่อเปรียบเทียบกับ กลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต และกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เซรามิก และสามารถซ่อมแซมขึ้นงานด้วยเรซินคอมโพสิต (2, 71, 72)

ในปี 2016 Stawarczyk และคณะ ศึกษาคุณสมบัติทางกลของวัสดุไฮบริดเซรามิก เทียบกับเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต พบว่าค่าความแข็งแรงต่อการแตกหักของ Lava Ultimate® มีค่ามากที่สุดในกลุ่ม รองลงมาคือ Cerasmart® Shofu block HC® และ Vita Enamic® ตามลำดับ (73) สอดคล้องกับการศึกษาของ Awada และ Nathanson ในปี 2014 Egbert และคณะ ในปี 2015 และ Lawson และคณะ ในปี 2016 ซึ่งพบว่า Cerasmart® และ Lava Ultimate® มีค่าความแข็งแรงต่อการแตกหักมากกว่า Vita Enamic® (69, 70, 74) แต่อย่างไรก็ตามค่าดังกล่าวจะมีค่าต่ำกว่าเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกต IPS e.max® (Ivoclar, Lienchtenstein) (70, 73) ซึ่งความแตกต่างของค่า

ความแข็งแรงที่เกิดขึ้นมาจากกระบวนการผลิตที่มีความดัน และอุณหภูมิขณะป่นตัวที่ค่อนข้างสูงมาเกี่ยวข้อง (75)

ในปี 2013 Coldea และคณะ ศึกษาค่ามอดูลัสยืดหยุ่น ของวัสดุเซรามิกผสมโพลีเมอร์ พบว่ามีค่ามอดูลัส ตั้งแต่ 16.4-28.1 กิกะปาสคาล (76) ซึ่งมีความใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ (เคลือบฟัน 48-105.5 กิกะปาสคาล และเนื้อฟัน 16-20.3 กิกะปาสคาล) (76, 77) สอดคล้องกับการศึกษาของ Lawson และคณะ ในปี 2016 ได้ศึกษาค่ามอดูลัสของวัสดุกลุ่มไฮบริด ได้แก่ Cerasmart® Lava Ultimate® และ Vita Enamic® พบว่ามีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าเซรามิกกลุ่ม IPS e.max® (70)

ในปี 2016 Stawarczyk และคณะ จำลองการสึกกร่อนจากการเครื่องจำลองการบดเคี้ยว พบว่า Vita Enamic® IPS e.max® และ IPS Empress® (Ivoclar, Liechtenstein) มีอัตราการทำให้ฟันคู่สบสึกสูง รองลงมาคือ Shofu block HC® Lava Ultimate® และ Cerasmart® ตามลำดับ ส่วนอัตราการสึกของวัสดุพบว่า Shofu block HC® และ Lava Ultimate® มีอัตราการสึกที่สูงที่สุด รองลงมาคือ IPS e.max® และ Vita Enamic® (73) แต่อย่างไรก็ตาม ในการศึกษาของ Zhi และคณะ ในปี 2016 พบว่า Lava Ultimate® และ Vita Enamic® มีอัตราการสึกกร่อนไม่แตกต่างกัน (78)

คุณสมบัติต่างๆที่แตกต่างกัน น่าจะมาจากองค์ประกอบของวัสดุอัดแทรก (79) จากภาพอิเล็กทรอนิกส์แบบส่องกราด ในการศึกษาของ He และ Swain ในปี 2011 เนื่องด้วยองค์ประกอบที่มีส่วนผสมของโพลีเมอร์ที่มีความหนาแน่นสูง ทำให้เกิดคุณสมบัติทางกายภาพที่ดี และช่วยลดขั้วรอยแตกร้าวได้ นอกจากนี้ยังทำให้ความแข็งแรงต่ำกว่าเซรามิกกลุ่มดั้งเดิม ลดการสึกของฟันคู่สบ และมีค่ามอดูลัสใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ ซึ่งช่วยในการคงอยู่ของวัสดุบูรณะจากแรงกระทำ (72) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Coldea และคณะในปี 2013 (76) นอกจากนี้กระบวนการผลิตบล็อกเซรามิกที่ใช้แรงดัน และความร้อนสูง ทำให้คุณสมบัติด้านค่าแข็งแรงต่อการแตกหัก ความเหนียวต่อการแตกหัก และความแข็งผิวมีค่าสูงขึ้น ลดอัตราการเกิดการแตกหักลงได้มากขึ้น (75)

การยึดติดของไฮบริดเซรามิก

การยึดติดระหว่างโครงสร้างฟัน และวัสดุไฮบริดเซรามิก ประกอบไปด้วยพื้นผิวสองชั้น คือ ชั้นระหว่างโครงสร้างฟัน กับสารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ และชั้นเรซินซีเมนต์ กับวัสดุไฮบริด-แคดแคมเซรามิก (80) ซึ่งต้องมีการเตรียมผิวทั้งชิ้นงาน และผิวฟันก่อนการยึดติด ซึ่งสำหรับไฮบริด-แคดแคมเซรามิก การเตรียมผิวชิ้นงานมีการแนะนำใช้กรดไฮโดรฟลูออริก ร่วมกับใช้สารไซเลนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติด (1, 81, 82) โดยกรดไฮโดรฟลูออริก จะทำให้เกิดการเผยโครงสร้างคริสตัลที่อยู่ในชั้นเซรามิก (80) นอกจากนี้ ในปี 2016 Barutçigil และคณะ ยังพบว่าการใช้ส่วนผสมของไซเลนในสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนของวัสดุในระบบแคดแคมสูงกว่ากลุ่มที่ใช้การเตรียมผิววิธีอื่นๆ หรือการใช้เรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์แอตตีชีฟเพียงอย่างเดียว (83) ซึ่งสารประกอบไซเลนเป็นสารไบฟังก์ชันนอลโมเลกุลที่ทำให้เกิดความสามารถในการฉาบตัวของผิววัสดุ และทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มสูงขึ้น (84, 85)

ในปี 2016 Schwenter และคณะ ศึกษาผลของการเตรียมผิวชิ้นงาน Vita Enamic® มีการแนะนำให้ใช้กรดไฮโดรฟลูออริก ร้อยละ 5 เป็นระยะเวลา 30-60 วินาที จากนั้นทาด้วยสารไซเลน ทำให้เพิ่มค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือน และลดการล้าเหลวในชั้นสารยึดติด เมื่อเทียบกับไม่มีการเตรียมผิวชิ้นงาน (82) นอกจากนี้ ในปี 2016 Campos และคณะ เปรียบวิธีการเตรียมผิวชิ้นงาน Vita Enamic® พบว่า การใช้กรดฟอสฟอริก ร้อยละ 37 เป็นเวลา 1 นาที กรดไฮโดรฟลูออริก ร้อยละ 10 เป็นเวลา 1 นาที และการพ่นทรายด้วยผงอะลูมินา 30 ไมโครเมตร ด้วยแรงดัน 2.8 บาร์ ก่อนยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ ทั้งสามวิธีทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคมีค่ามากกว่าไม่มีการเตรียมผิวชิ้นงาน แต่เมื่อผ่านเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ 6,000 รอบ มีเพียงชิ้นงานที่ใช้กรดไฮโดรฟลูออริก ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะลดลงน้อยที่สุด ภาพจากกล้องจุลทรรศน์พบว่ากรดทำให้เพิ่มความขรุขระ และรูพรุนของผิวชิ้นงาน และเมื่อมีการแทรกซึมของเรซินซีเมนต์ และถูก

โพลีเมอร์ไรซ์แล้ว จะเกิดการยึดติดทางกลระดับจุลภาค (86) สอดคล้องกับการศึกษาของ Lise และคณะ ในปี 2017 และ Gungor และคณะ ในปี 2016 นอกจากนี้ยังทดสอบ Cerasmart® และ Lava Ultimate® ซึ่งให้ผลลักษณะคล้ายๆกัน (87, 88) อย่างไรก็ตามเนื่องด้วยองค์ประกอบที่แตกต่างกันของแต่ละผลิตภัณฑ์ จึงแนะนำให้เตรียมผิวชิ้นงานตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ

การวัดค่าความแข็งแรงพันธะ

การวัดความแข็งแรงพันธะแรงเฉือน (shear bond strength test) และการวัดความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (microshear bond strength test) เป็นวิธีทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะโดยได้แรงในทิศทางขนานกับพื้นที่หน้าตัดของพื้นที่ระหว่างสองวัตถุ โดยวิธีนี้เป็นวิธีที่นิยมในการวัดความแข็งแรงพันธะ (89) ทั้งสองวิธีจะแตกต่างกันที่ขนาดของพื้นที่หน้าตัด โดยความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนจะมีพื้นที่หน้าตัดมากกว่า 3 ตารางมิลลิเมตร ส่วนการวัดความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค จะมีพื้นที่หน้าตัดน้อยกว่า 3 ตารางมิลลิเมตร (90, 91) Placido และคณะในปี 2007 เปรียบเทียบวิธีการวัดค่าความแข็งแรงพันธะทั้งสองแบบ พบว่า สิ่งที่แตกต่างของสองวิธีนี้คือขนาดพื้นที่หน้าตัด ซึ่งมีผลต่อแรงเครียดที่มากกว่า โดยวิธีการวัดความแข็งแรงพันธะแรงเฉือน เมื่อมีพื้นที่หน้าตัดมากกว่า จะมีแรงเครียดในทิศทางอื่นร่วมด้วย ทำให้ค่าที่ได้ต่ำกว่า (92) ในปี 1998 Paulo และคณะ พบว่า การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนเป็นการจำลองความล้มเหลวของครอบฟันได้มากกว่า และวิธีทดสอบเกิดความผิดพลาดน้อยกว่า (93) รวมทั้งมีความเครียดจากทิศทางอื่น และไม่สม่ำเสมอที่เกิดที่ผิวหน้าตัดน้อยกว่าการทดลองค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึง (94, 95) การศึกษาฉบับนี้เป็นการทดสอบวัสดุที่ไว้สำหรับขึ้นรูปชิ้นงาน ดังนั้นในการศึกษาฉบับนี้จึงทดสอบความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

ปัจจัยที่มีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะ ได้แก่ ชนิด ความชื้น และตำแหน่งของฟัน อายุของอาสาสมัคร โครงสร้างและองค์ประกอบของวัสดุบูรณะ ชั้นสเมียร์ ขนาดของท่อเนื้อฟัน ผลึกเคลือบ-

ฟัน และลักษณะ ชนิดของสารละลายที่เป็นตัวกลาง และระยะเวลาในการเก็บรักษาฟัน รวมไปถึงการ
ออกแบบการทดสอบ (91)

กระบวนการจำลองอายุการใช้งาน (artificial aging process)

เนื่องจากในทางคลินิก เมื่อวัสดุบูรณะอยู่ในช่องปาก มีสถานะที่มีความชื้น การสัมผัสกรดจาก
อาหาร และมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิตลอดเวลา ทำให้เกิดการสลายตัวของเรซินจากการดูดน้ำ
และเกิดการเสื่อมสลาย (hydrolytic degradation) ทำให้เกิดการรอยแยกในชั้นเรซิน การศึกษา
คุณสมบัติของวัสดุบูรณะโดยทั่วไปเป็นการทดลองนอกช่องปาก ไม่ได้จำลองถึงสถานะทางคลินิกจริง
ดังนั้นกระบวนการจำลองการใช้งาน จึงเป็นวิธีการจำลองการใช้งานของวัสดุบูรณะทางทันตกรรมที่
ทดสอบในช่องปาก อาจใช้เครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ หรือเทอร์โมไซคลิ่ง
(thermocycling) เครื่องจำลองการเคลื่อนไหวทางกล (mechanical cycling) หรือ การแช่
สารละลายชนิดต่างๆ เช่น น้ำ น้ำลาย หรือโซเดียมไฮโปคลอไรด์ เป็นต้น (91, 96, 97) ซึ่งวิธีการ
ดังกล่าวทำให้เกิดการเสื่อมสลายขององค์ประกอบเรซิน มีแนวโน้มที่จะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะ
ระหว่างวัสดุบูรณะกับโครงสร้างของฟันลดลงอย่างมีนัยสำคัญ (1, 85, 98-101)

เครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะเป็นเครื่องมือที่ทำให้ขึ้นทดสอบอยู่ในสถานะ
จำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในช่วง 0 – 60 องศาเซลเซียส ในระยะเวลา 1 นาที ต่อรอบ ซึ่ง
โดยทั่วไปแนะนำให้ทำ 3,000-100,000 รอบ โดย 10,000 รอบเทียบเท่ากับอายุการใช้งาน 1 ปี (97)
ในปี 2001 Kawano และคณะ และ ในปี 2015 Blumer และคณะ พบว่าการแช่ขึ้นงานในเครื่อง
ควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะทำให้แรงยึดของวัสดุลดลงมากกว่าวิธีการแช่น้ำ หรือกรด (97,
102) และนอกจากนี้ยังพบว่าการใช้งานด้วยเครื่องเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะที่อุณหภูมิ
5-55 องศาเซลเซียสต่อนาทีต่อรอบ เป็นการทดสอบที่มีประสิทธิภาพที่สุด (97)

จากที่ได้กล่าวข้างต้น จะเห็นว่าวัสดุไฮบริดเซรามิกมีจุดเด่นหลายประการ และเริ่มมีการใช้งานกันในปัจจุบัน ดังนั้นจึงเป็นที่น่าสนใจว่าหากใช้สารยึดติดระบบต่างๆ กับวัสดุไฮบริดเซรามิกจะให้ค่าความแข็งแรงพันธะมากน้อยเพียงใด ซึ่งยังมีรายงานเกี่ยวกับเรื่องนี้อยู่น้อย โดยจะเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค ด้วยสารยึดติดสามระบบ คือ ระบบเอพ็อกซีแอนด์รีนส์ ระบบเซลฟ์เอพ็อกซี และระบบยูนิเวอร์ซอล โดยจะวัดค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคหลังจากผ่านกระบวนการจำลองอายุการใช้งานด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะจำนวน 10,000 รอบ



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องทดสอบแรงแบบบอเนกประสงค์ รุ่น EZ-S (SHIMADZU, Japan)
2. เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี Demi™ Plus (Kerr, USA)
3. เครื่องตรวจสอบความเข้มแสง Light Intensity Meter 100 Optilux (SDS/Kerr, USA)
4. เครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ Isomet 1000 Precision saw (Buehler, IL, USA)
5. เครื่องขัดผิววัสดุอัตโนมัติ Minitech 233 (Pace Technologies, USA)
6. เครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ Thermocycling unit (KMIT, Thailand)
7. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด QUANTA™250 (FEI company, USA)
8. กล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ SZ 61 (Olympus, Japan)
9. เครื่องวัดขนาดแบบดิจิตอล Digital Vernier Caliper (Mitutoyo, Japan)
10. กระดาษทราย ความละเอียด 120, 240,400 และ 600 กริต (Silicon carbide paper, TOA, Thailand)
11. เครื่องให้แรง Durameter, ASTM D 2240 Type A (PTC Instrument, USA)
12. เครื่องพ่นทราย (Blast Master, Thailand)

วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

1. วัสดุ Shofu block HC[®] สี A3 HT (SHOFU, Japan)
2. วัสดุ Vita Enamic[®] สี 3M2 HT (VITA, Germany)
3. วัสดุ Cerasmart[®] สี A3 HT (GC, USA)
4. สารละลายไทมอล ร้อยละ 0.1 (M dent, Thailand)
5. เข็มกรอกากเพชร (Jota, Switzerland)
6. อีพอกซีเรซิน (Somjai Bisgroup, Thailand)
7. กรดไฮโดรฟลูออริกเข้มข้น ร้อยละ 9 Ultradent Porcelain Etch[®] (Ultradent, USA)
8. สารเซรามิกไพโรเมอร์ Silane[®] (Ultradent, USA)
9. สารยึดติด Optibond FL[®] (Kerr, USA)
10. สารยึดติด Scotchbond Universal[®] (3M ESPE, USA)
11. สารยึดติด Optibond XTR[®] (Kerr, USA)
12. เรซินซีเมนต์ Nexus3[®] (Kerr, USA)
13. เรซินซีเมนต์ RelyX[™] Ultimate[®] สี A3 Opaque (3M ESPE, USA)

ตารางที่ 2 แสดงผลิตภัณฑ์เซรามิกบล็อก และองค์ประกอบ

ผลิตภัณฑ์ (บริษัทผู้ผลิต)	หมายเลขผลิตภัณฑ์	องค์ประกอบ
วัสดุ Shofu block HC [®] สี A3 HT (SHOFU, Japan)	PN 2163C A3HT	UDMA, TEGDMA, Silica-based glass and zirconium silicate (ร้อยละ 61 โดยน้ำหนัก)
วัสดุ Vita Enamic [®] สี 3M2 HT (VITA, Germany)	EN1EM4202645	UDMA, TEGDMA, ceramic (ร้อยละ 86 โดยน้ำหนัก)
วัสดุ Cerasmart [®] สี A3 HT (GC, USA)	008655	Bis-MEPP, UDMA, DMA, Silica and barium glass nanoparticles (ร้อยละ 71 โดยน้ำหนัก)

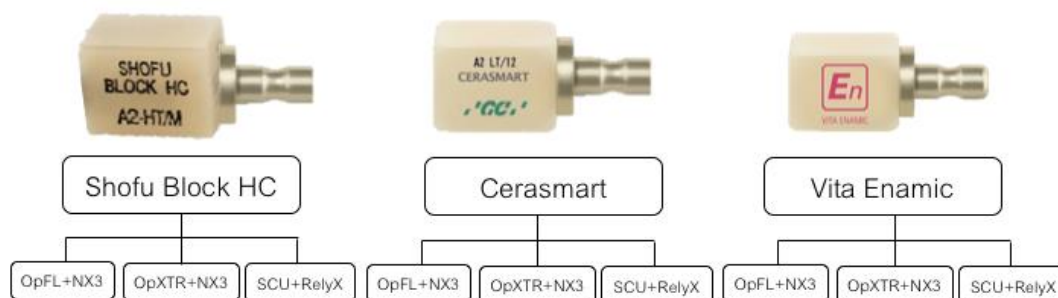
ตารางที่ 3 แสดงวัสดุ องค์ประกอบ และวิธีการใช้งานตามบริษัทผู้ผลิตแนะนำ

วัสดุ (บริษัทผู้ผลิต)	องค์ประกอบ	วิธีการใช้งานตามบริษัทผู้ผลิตแนะนำ
กรดไฮโดรฟลูออริก เข้มข้น ร้อยละ 9 Ultradent Porcelain Etch [®] (Ultradent, USA)	Hydrofluoric acid	ทาด้านในของชิ้นงานเป็นเวลา 90 วินาที ล้างน้ำให้สะอาด เป่าให้แห้ง
สารเซรามิกไพโรเมออร์ Silane [®] (Ultradent, USA)	Methacryloxy propyl trimethoxy silane, Isopropyl Alcohol	ใช้ฟุ้งก้นทาสารไพโรเมออร์ที่ผิวชิ้นงาน และเป่าให้แห้ง ถ้าพื้นผิวชิ้นงานมีปนเปื้อนให้ทาสารไพโรเมออร์ซ้ำ

วัสดุ (บริษัทผู้ผลิต)	องค์ประกอบ	วิธีการใช้งานตามบริษัทผู้ผลิตแนะนำ
สารยึดติด Scotchbond Universal [®] (3M ESPE, USA)	MDP phosphate monomer, dimethacrylate resins, HEMA, Vitrebond copolymer filler, ethanol, water, initiators, silane	แบบเอทซ์แอนดรีนส์ 1. ล้างทำความสะอาดพื้นผิวฟัน 2. ทากรดฟอสฟอริก บนผิวฟันเป็นเวลา 15 วินาที ล้างน้ำให้สะอาด เป็นเวลา 10 วินาที เป่าหมาด 3. ทาสารยึดติดบนผิวฟันให้ทั่ว และบาง ฤให้ทั่วเป็นเวลา 20 วินาที จากนั้นเป่าเบาๆ เป็นเวลา 5 วินาที 4. เตรียมยึดกับชิ้นงานที่ทาสารเรซินซีเมนต์แล้ว
สารยึดติด Optibond XTR [®] (Kerr, USA)	Primer: GPDM, hydrophilic mono- and di-functional methacrylate, water, acetone, ethanol, CQ Adhesive: hydrophobic, structural and cross-linking monomers, ethanol, CQ, barium glass filler, nanosilica filler	1. ล้างฟันด้วยน้ำสะอาด 2. ทาสารไพรเมอร์ที่ผิวฟัน และฤให้ทั่วเป็นระยะเวลา 15 วินาที แล้วเป่าเบาๆ 5 วินาที 3. ทาสารยึดติดเป็นระยะเวลา 20 วินาที เป่าให้สารยึดติดเป็นชั้นบางๆ 5 วินาที 4. ฉายแสง 10 วินาที 5. ยึดติดกับชิ้นงานที่ทาเรซินซีเมนต์แล้ว
สารยึดติด Optibond FL [®] (Kerr, USA)	Etchant: 37.5% phosphoric acid Primer: HEMA, GPDM, PAMM, CQ, ethanol, water Adhesive: TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, HEMA, GPDM, filler, CQ	1. ทากรดฟอสฟอริกที่ฟัน เป็นเวลา 15 วินาที ล้างน้ำให้สะอาด เป่าหมาด 2. ทาสารไพรเมอร์ให้ทั่ว ฤให้ทั่วเป็นเวลา 15 วินาที เป่าเป็นระยะเวลา 5 วินาที ให้ผิวฟันมันเงา 3. ทาสารยึดติดบางๆให้ทั่ว ฤเป็นระยะเวลา 15 วินาที 4. ฉายแสง 15 วินาที 5. เตรียมยึดกับชิ้นงานที่ทาสารเรซินซีเมนต์แล้ว

วัสดุ (บริษัทผู้ผลิต)	องค์ประกอบ	วิธีการใช้งานตามบริษัทผู้ผลิตแนะนำ
เรซินซีเมนต์ RelyX™ Ultimate® สี A3 Opaque (3M ESPE, USA)	10-Methacryloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP), dimethacrylate resins, HEMA, Vitrebond™ copolymer filler, ethanol, water, initiators, silane	1. ทาสารเรซินซีเมนต์บนชิ้นงานด้านที่ติดกับผิวฟันที่ ทาสารยึดติดแล้ว พอประมาณ และยึดติดชิ้นงาน กำจัดส่วนเกินออก 2. ฉายแสงเป็นเวลา 20 นาที ชัดแต่งซีเมนต์ส่วนเกิน ออกให้สะอาด
เรซินซีเมนต์ Nexus 3® (Kerr, USA)	Base: methacrylate ester monomers, HEMA, 2- PTU (pyridylthiourea) Catalyst: methacrylate ester monomers, HEMA, CHPO (cumene hydroperoxide), TiO ₂ pigments	1. หลังจากทำความสะอาดชิ้นงาน และเตรียม ผิวชิ้นงานแล้วผสมเรซินซีเมนต์ จากปลายทิปผสม ลงในชิ้นงาน 2. นำชิ้นงานยึดติดบนผิวฟันที่ทา สารยึดติดแล้ว 3. ฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที ชัดแต่งซีเมนต์ ส่วนเกินออกให้สะอาด

รูปแผนผังแสดงกลุ่มทดลอง และรายละเอียดแต่ละกลุ่ม



รูปที่ 12 แผนผังแสดงกลุ่มทดลองจำนวน 9 กลุ่ม

ตารางที่ 4 แสดงรายละเอียดแต่ละกลุ่ม

กลุ่มที่	วัสดุเซรามิก	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์
1	Shofu block HC [®] สี A3 HT	Optibond FL [®] Nexus 3 [®]
2	Shofu block HC [®] สี A3 HT	Optibond XTR [®] Nexus 3 [®]
3	Shofu block HC [®] สี A3 HT	Scotchbond Universal [®] RelyX [™] Ultimate [®]
4	Vita Enamic [®] สี 3M2 HT	Optibond FL [®] Nexus 3 [®]
5	Vita Enamic [®] สี 3M2 HT	Optibond XTR [®] Nexus 3 [®]
6	Vita Enamic [®] สี 3M2 HT	Scotchbond Universal [®] RelyX [™] Ultimate [®]
7	Cerasmart [®] สี A3 HT	Optibond FL [®] Nexus 3 [®]
8	Cerasmart [®] สี A3 HT	Optibond XTR [®] Nexus 3 [®]
9	Cerasmart [®] สี A3 HT	Scotchbond Universal [®] RelyX [™] Ultimate [®]

วิธีการวิจัย

1. การเก็บ และเลือกฟันที่ใช้ในการวิจัย

เก็บฟันมนุษย์ซี่กรามน้อย ไม่มีรอยผุ รอยสี รอยแตกร้าว หรือได้รับการบูรณะใดๆ โดยถูกถอนจากการวางแผนการจัดฟัน จากอาสาสมัครอายุระหว่าง 16-40 ปี และไม่มีโรคประจำตัว ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ HREC-DCU 2018-050 จากนั้นทำความสะอาด และกำจัดเนื้อเยื่อ

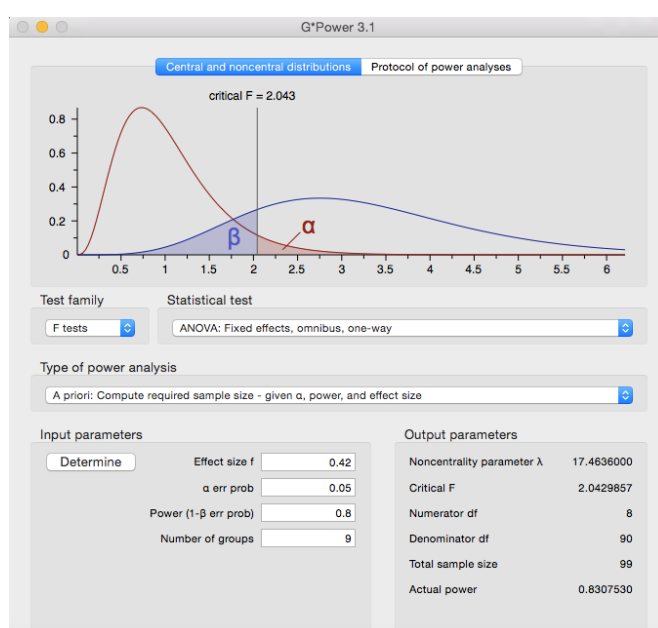
อ่อนโดยใช้เครื่องมือชุด และล้างน้ำให้สะอาด และเก็บในสารละลายไทมอล ความเข้มข้นร้อยละ 0.1

แช่เย็นที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส ฟันที่ใช้งานมีอายุการเก็บฟันระหว่าง 1-6 เดือน

จำนวนตัวอย่างที่ใช้ในการทดลอง คำนวณจากโปรแกรม G Power version 3.1.9.3 โดยใช้

F test : ANOVA ค่า effect size f ที่ใช้มาจากการศึกษาของ Peumans และคณะในปี 2016 (103)

คำนวณได้ค่ากลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 99 ซีน ดังรูปที่ 13



รูปที่ 9 แสดงโปรแกรมการคำนวณค่ากลุ่มตัวอย่าง

2. การเตรียมชิ้นทดลอง

2.1 การเตรียมฟัน ตามคำแนะนำ ISO 11405 ปี ค.ศ. 2015

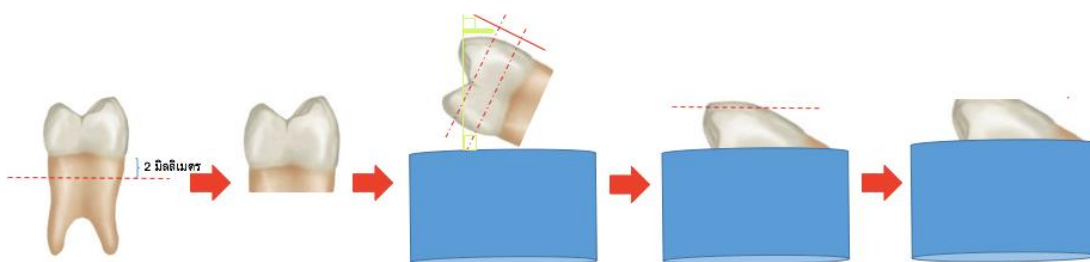
2.1.1 การตัดฟัน

กรอตัดรากฟันออกโดยตัดต่ำกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบฟัน และเคลือบรากฟัน 2

มิลลิเมตร ยึดฟันกับอีพอกซีเรซิน โดยหันด้านใกล้แก้มส่วนที่ใกล้ด้านบดเคี้ยวหนึ่งในสามขึ้น

ให้ขนานกับพื้นระนาบ และอีพอกซีเรซินห่างจากที่กรอประมาณ 5 มิลลิเมตร โดยอีพอกซีเร-

ซิน จะต้องปิดรากฟันส่วนที่ตัดออกไป ดังรูปที่ 14



รูปที่ 10 แสดงการเตรียมฟันเพื่อยึดติดชิ้นงาน

2.1.2 การขัดผิวฟัน

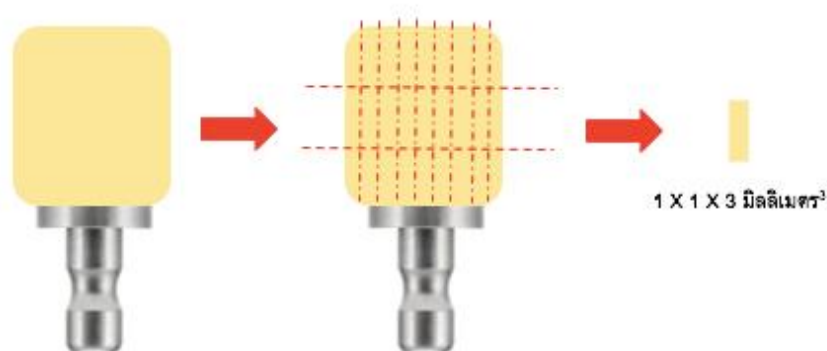
เมื่อยึดฟันติดดีแล้ว ใช้เข็มกรอฟันกากเพชรทรงกระบอกความละเอียดมาตรฐาน และเครื่องกรอความเร็วต่ำ กรอตัดผิวเคลือบฟันด้านใกล้แก้ม ลงไปจากผิวฟันประมาณ 3 มิลลิเมตร ให้ได้ผิวฟันที่เรียบ เปิดเผยส่วนของเนื้อฟัน และมีขนาด 4 X 4 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 14 จากนั้นสร้างชั้นสเมียร์โดยขัดผิวฟันที่ถูกตัดไปแล้วด้วยกระดาษทราย ขนาด 600 กริต ที่ความเร็ว 100 รอบต่อนาที เป็นเวลา 30 วินาที โดยให้น้ำหล่อเลี้ยงบริเวณที่ขัดตลอด กระดาษทรายที่ใช้ขัดจะถูกเปลี่ยนทุก 5 ชีฟัน นำฟันมาแบ่งกลุ่มแบบสุ่ม จำนวน 9 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 11 ซี่

2.2 การเตรียมชิ้นวัสดุเซรามิก

2.2.1 การตัดชิ้นงานเซรามิก

ตัดบล็อกเซรามิกด้วยเครื่องตัดความเร็วต่ำภายใต้ น้ำหล่อเลี้ยงให้ได้ขนาดหน้าตัด 1 X 1 ตารางมิลลิเมตร และมีความสูง 3 มิลลิเมตร ทั้งหมด 9 กลุ่ม กลุ่มละ 11 ชิ้น ดังรูปที่ 15

ขัดผิวเซรามิกบล็อกด้วยกระดาษทรายความหยาบ 120, 240, 400 และ 600 กริต ตามลำดับ ภายใต้ น้ำหล่อเลี้ยง เป็นเวลา 10 วินาที ต่อความหยาบ และจะเปลี่ยนกระดาษทราย ทุก 5 ชิ้นงาน



รูปที่ 11 แสดงการตัดชิ้นงาน

2.2.2 การเตรียมผิวชิ้นงานเซรามิก ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

สำหรับ Shofu block HC[®] ก่อนยึดติดชิ้นงาน ใช้เครื่องพ่นทรายอะลูมิเนียมออกไซด์ ขนาด 50 ไมโครเมตร 0.2-0.3 บาร์ พ่นเป็นเวลา 10 วินาที จากนั้นทาด้วยสารเซรามิกไพรเมอร์ Silane[®] ทิ้งไว้ให้แห้งอย่างน้อย 60 วินาที

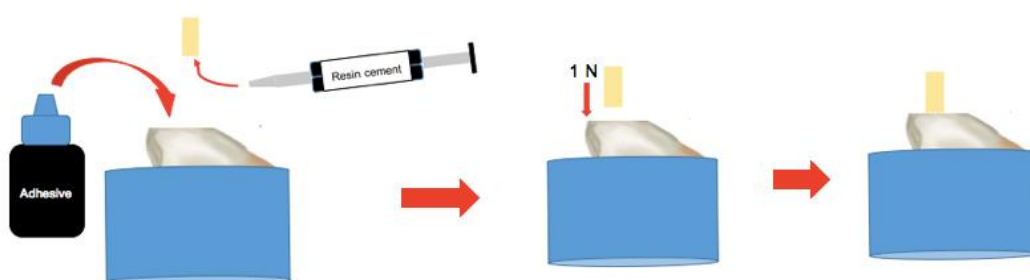
สำหรับ Vita Enamic[®] ก่อนยึดติดชิ้นงาน ทากรดไฮโดรฟลูออริก Ultradent Porcelain Etch[®] (Ultradent, USA) ร้อยละ 9 เป็นเวลา 90 วินาที จากนั้นล้างน้ำออก 2 นาที และเป่าให้แห้ง จากนั้นทาด้วยสารเซรามิกไพรเมอร์ Silane[®] ทิ้งไว้ให้แห้งอย่างน้อย 60 วินาที

สำหรับ Cerasmart[®] ก่อนยึดติดชิ้นงาน ใช้เครื่องพ่นทรายอะลูมิเนียมออกไซด์ ขนาด 25-50 ไมโครเมตร (0.2 เมกะปาสคาล) จากนั้นทาด้วยสารเซรามิกไพรเมอร์ Silane[®] (Ultradent, USA) ทิ้งไว้ให้แห้งอย่างน้อย 60 วินาที

3. ขั้นตอนการยึดชิ้นงานเซรามิกเข้ากับผิวฟัน

เตรียมยึดฟันติดกับชิ้นเซรามิกที่ตัดไว้แล้ว โดยใช้ น้ำสะอาดล้างบริเวณผิวฟัน 10 วินาที และเป่าลมเป็นเวลา 10 วินาที จากนั้นทาสารยึดติด และเรซินซีเมนต์แตกต่างกันตามแต่ละกลุ่ม และมี

วิธีการใช้งานตามบริษัทผู้ผลิตแนะนำ เมื่อทาสารเรซินซีเมนต์บนผิวชิ้นงานที่เตรียมไว้แล้ว นำชิ้นงานกดลงบนผิวฟันด้านที่เตรียมไว้ โดยใช้เครื่องให้แรง 1 นิวตัน ดังรูปที่ 16 กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน จากนั้นฉายแสง รอบชิ้นงานด้านละ 40 วินาที และฉายบนหน้าตัดชิ้นงาน โดยเครื่องฉายแสงต้องมีความเข้มแสงไม่ต่ำกว่า 400 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ซึ่งจะต้องตรวจสอบความเข้มแสงทุกๆการใช้งาน 10 ครั้ง



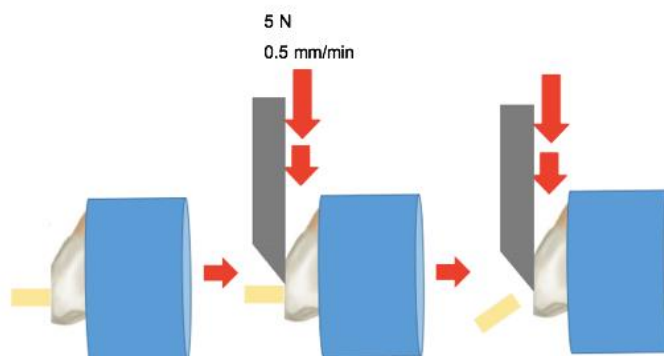
รูปที่ 12 แสดงลักษณะการยึดติดชิ้นเซรามิกบนผิวฟัน

4. กระบวนการจำลองอายุการใช้งาน

จำลองการใช้งานในช่องปาก โดยนำชิ้นตัวอย่างทดสอบ แช่น้ำประปาในเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ ที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 10,000 รอบ โดยแช่ที่อุณหภูมิละ 30 วินาที พักระหว่างอุณหภูมิ 5 วินาที

5. การเตรียมชิ้นทดสอบสำหรับการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

นำชิ้นงานยึดเข้ากับเครื่องทดสอบแรง โดยจะยึดส่วนของอีพอกซีเรซินเข้ากับเครื่องทดสอบ ใ้หน้าตัดของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ ขนานกับแรงที่ใส่ชิ้นทดสอบ ดังรูปที่ 17



รูปที่ 13 แสดงลักษณะการให้แรงที่ขึ้นทดสอบด้วยเครื่องทดสอบความแข็งแรงพันธะแรงเฉือน
6. การทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

ชิ้นงานทุกชิ้นจะถูกทดสอบความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค โดยใช้เครื่องทดสอบแรงแบบอเนกประสงค์ ใช้แรง 5 นิวตัน ผ่านหัวที่มีลักษณะเหมือนส่ว เคลื่อนตัวด้วยความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อวินาที จนชิ้นงานเซรามิก หลุดออกจากฟัน ดังรูปที่ 17 บันทึกค่าที่ได้เป็นหน่วยเมกะ-ปาสคาล แล้วนำไปคำนวณค่าทางสถิติ

7. การตรวจลักษณะพื้นผิวของการยึดติดด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ หรือสเตอริโอไมโครสโคป และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

ทำการตรวจสอบลักษณะการแตกหักภายหลังการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ ที่กำลังขยาย 40 เท่า และบันทึกลักษณะพื้นผิวที่พบ ซึ่งแบ่งความล้มเหลวออกเป็น 3 กลุ่มใหญ่ดังนี้

- เกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ (*adhesive failure mode*) โดยอาจเกิดการแยกระหว่างชั้นต่างๆ ดังนี้

- สารยึดติดหลุดออกจากโครงสร้างฟัน (*adhesive failure between adhesive bonding and tooth structure*)

- สารยึดติดหลุดจากเรซินซีเมนต์ (adhesive failure between adhesive bonding and resin cement)
- เรซินซีเมนต์หลุดจากผิวเซรามิก (adhesive failure between resin cement and ceramic substrate)
- เกิดการแตกในชั้นโครงสร้างต่างๆ (cohesive failure mode) มีรอยแตกลักษณะ ดังนี้
 - ในชั้นฟัน (cohesive failure in tooth structure) รอยแตกทั้งหมดจะอยู่ที่โครงสร้างฟัน
 - ในชั้นเซรามิก (cohesive failure in ceramic substrate) รอยแตกทั้งหมดจะอยู่ในชั้นเซรามิก
- แบบผสม (mix failure) รอยแตกจะเกิดในชั้น วัสดุ ฟัน สารยึดติด หรือเรซินซีเมนต์ เกิน

กว่า 1 ชนิดข้างต้น

ชิ้นงานที่ไม่ได้มีลักษณะการแตกตามที่ระบุข้างต้น ให้บันทึกตามความเป็นจริงทุกชิ้น

จากนั้นสุ่มชิ้นงานที่แตกหัก กลุ่มละ 2 ชิ้น ไปตรวจดูเพื่อยืนยันลักษณะของการแตกหัก ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยกำจัดอีพอกซีเรซินที่หุ้มฟันออก ทำชิ้นงานให้แห้งด้วยเครื่องกำจัดความชื้นเป็นเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากนั้นนำชิ้นงานไปเข้าเครื่องเคลือบตัวอย่างด้วยทอง แล้วนำไปส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 3,500 เท่า และบันทึกลักษณะพื้นผิวที่พบ เพื่อยืนยันลักษณะความล้มเหลวที่เกิดขึ้น

8. การวิเคราะห์ข้อมูล

ทดสอบการแจกแจงของข้อมูลด้วยการทดสอบของครัสคา และวัลลิส (Kruskal Wallis test)

กรณีข้อมูลเป็นการแจกแจงแบบปกติ เปรียบเทียบข้อมูลค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับ

11. งบประมาณ

ตารางที่ 6 แสดงงบประมาณของการวิจัย

วัสดุ	ราคาต่อหน่วย (บาท)	จำนวน	หน่วย	ราคารวม (บาท)
Shofu block HC [®]	900	4	บล็อก	3,600
Vita Enamic [®]	800	4	บล็อก	3,200
Cerasmart [®]	900	4	บล็อก	3,600
Optibond FL [®]	4,820	1	ชุด	4,820
Scotchbond Universal [®]	1,955	1	ชุด	1,955
Optibond XTR [®]	3,200	1	ชุด	3,200
Nexus 3 [®]	1,550	1	ชุด	1,550
RelyX Ultimate [®]	3,205	1	ชุด	3,205
Ultradent Porcelain Etch [®]	550	1	หลอด	550
Silane [®]	450	1	หลอด	450
สารละลายไทโมล	50	5	ขวด	250
หัวกรอกกากเพชร	80	10	หัว	800
ค่าทดสอบวัสดุ				1,500
ค่าจัดทำเอกสารรูปเล่มวิทยานิพนธ์				2,000
ค่าธรรมเนียมพิจารณาจริยธรรมการวิจัย				5,000
ราคารวม				<u>35,680</u>

บทที่ 4

ผลการทดลอง

จากผลการทดลอง นำข้อมูลมาทดสอบการแจกแจงของข้อมูลด้วยการทดสอบของครัสคาและวัลลิส พบว่าข้อมูลเป็นการแจกแจงแบบปกติ จากนั้นเปรียบเทียบข้อมูลค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับ จุลภาคระหว่างกลุ่มเซรามิก และระหว่างกลุ่มสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ โดยการใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง ได้การแจกแจงข้อมูลเป็นแบบมีผลปฏิสัมพันธ์แบบไม่เป็นลำดับ พบว่า ทั้งชนิดของไฮบริดเซรามิก และชนิดของสารยึดติด มีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคของไฮบริดเซรามิก แสดงในตารางที่ 7

ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคของไฮบริดเซรามิก

	Optibond FL [®] + Nexus3 [®]	Optibond XTR [®] + Nexus3 [®]	Scotchbond Universal [®] + Rely X ultimate [®]
Shofu block HC [®]	25.20 ± 7.93 ^{a,A}	13.05 ± 3.25 ^{b,A}	40.62 ± 10.50 ^{c, A, B}
Vita Enamic [®]	53.07 ± 11.43 ^{a,B}	24.55 ± 7.21 ^{b,B}	36.68 ± 7.14 ^{c,B}
Cerasmart [®]	39.77 ± 11.11 ^{a,C}	22.55 ± 3.41 ^{b,B}	48.68 ± 10.52 ^{a,A}

หมายเหตุ

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกัน แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

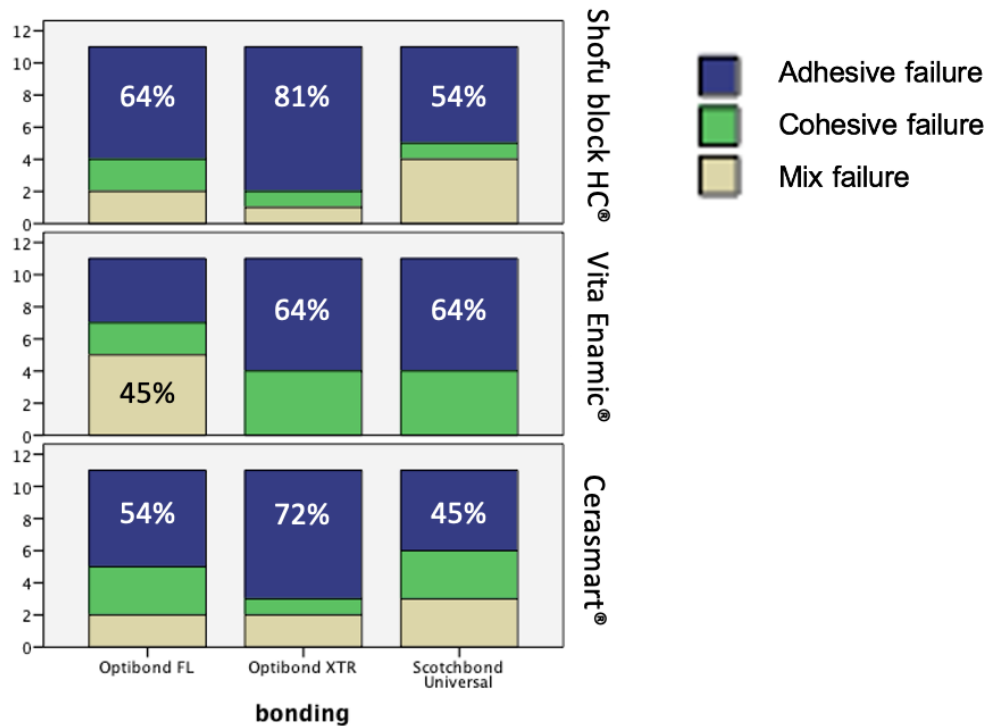
ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกัน แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากนั้นจึงทดสอบตามชนิดของปัจจัย คือ ระบบสารยึดติดและเรซินซีเมนต์ และชนิดของไฮบริดเซรามิก ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุคีย์

เมื่อพิจารณาตามชนิดของวัสดุไฮบริดเซรามิก พบว่าเมื่อยึดติดวัสดุกลุ่ม Shofu block HC[®] และ Cerasmart[®] กับเนื้อฟันด้วยสารยึดติด Scotchbond Universal[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Rely X ultimate[®] ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมากกว่าใช้สารยึดติดชนิดอื่น และเมื่อยึดติดวัสดุกลุ่ม Vita Enamic[®] กับเนื้อฟัน ด้วยสารยึดติด Optibond FL[®] และเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมีค่ามากกว่าใช้สารยึดติดชนิดอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่การใช้สารยึดติด Optibond XTR[®] และเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] ยึดติดเนื้อฟันกับวัสดุ พบว่า ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมีค่าน้อยกว่าสารยึดติดและเรซินซีเมนต์ชนิดอื่นๆ ในเซรามิกทุกชนิด

เมื่อพิจารณาตามชนิดของสารยึดติด พบว่า กลุ่มที่ใช้สารยึดติด Optibond FL[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] และกลุ่ม Optibond XTR[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] ยึดวัสดุ Vita Enamic[®] กับเนื้อฟัน มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคสูงที่สุด และทำให้ Shofu block HC[®] มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคต่ำที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อใช้สารยึดติด Scotchbond Universal[®] และเรซินซีเมนต์ Rely X ultimate[®] พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคเมื่อยึดติดวัสดุ Cerasmart[®] กับเนื้อฟันมีค่าสูงที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

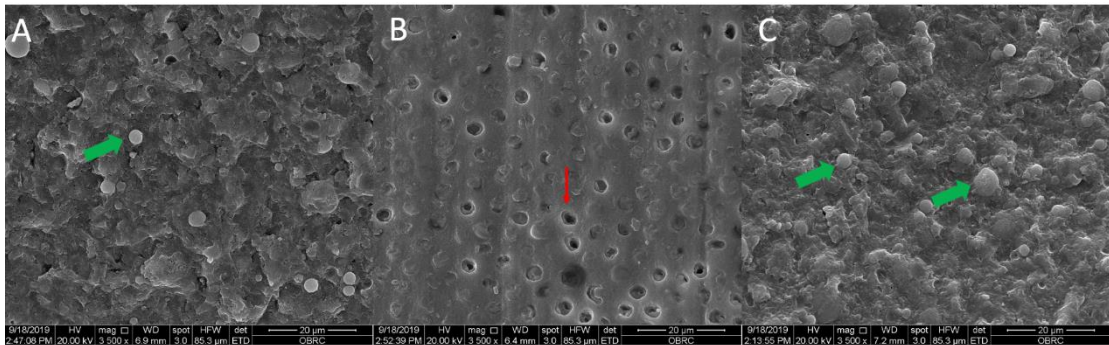
โดยมีความล้มเหลวในการแตกหักแยกตามกลุ่มตามรูปที่ 18



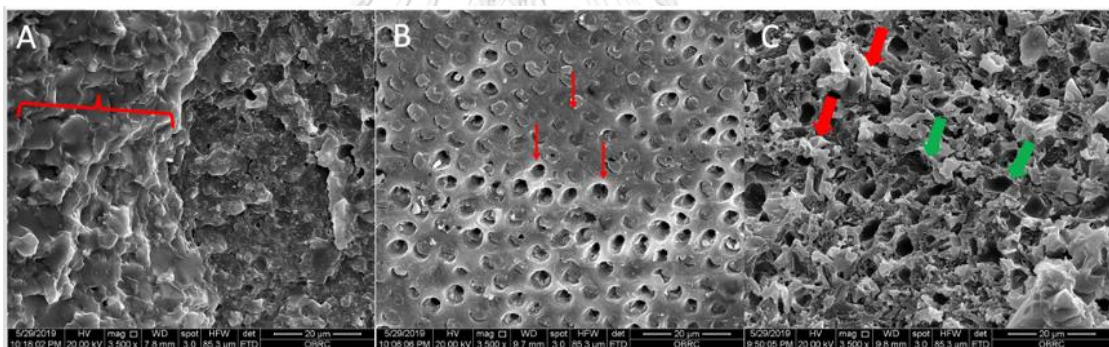
รูปภาพที่ 18 แสดงจำนวนของชนิดการแตกหักภายหลังการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

ชั้นสารยึดติดหลุดออกจากโครงสร้างฟัน หรือโครงสร้างวัสดุ โดยไม่ทำให้โครงสร้างฟัน หรือวัสดุแตก (adhesive failure mode) การแตกในชั้นโครงสร้างฟัน หรือวัสดุ (cohesive failure mode) และแบบผสม (mix failure mode) คือการแตกหักมากกว่า 1 ชนิด ได้แก่ การแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ร่วมกับการแตกในชั้นโครงสร้างฟัน หรือวัสดุ หรือร่วมกันทั้งหมด

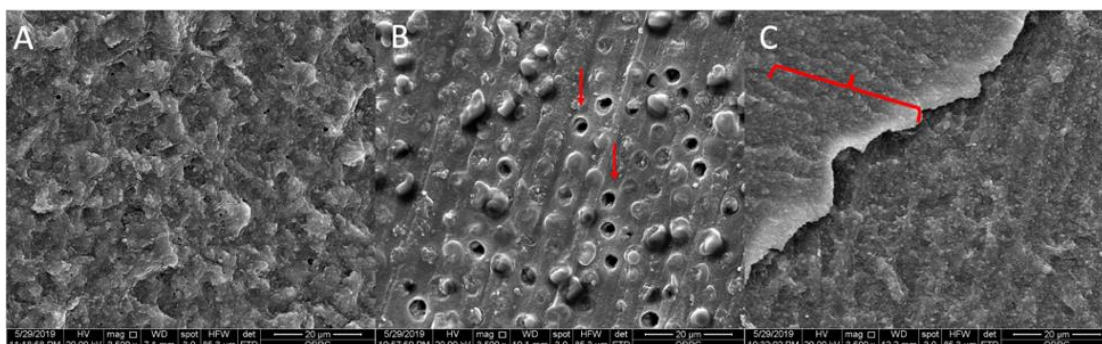
จากนั้นสุ่มกลุ่มละ 2 ชั้นเพื่อยืนยันชนิดของการเกิดการแตกหัก โดยนำไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนกำลังขยาย 3,500 เท่า แสดงรูปที่ 19-21



รูปที่ 19 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนกำลังขยาย 3,500 เท่า แสดงบริเวณผิวหน้าของฟันที่เกิดการแตกหักจากวัสดุ Shofu block HC[®] จากการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค โดยรูป A: จากการยึดด้วยสารยึดติด Optibond FL[®] ลูกศรสีเขียวแสดงองค์ประกอบของวัสดุอุดแทรกขนาดกลมกระจายอยู่ทั่วไป; B: จากการยึดติดด้วย Optibond XTR[®] ลูกศรสีแดงแสดงการหลุดออกของสารยึดติดออกจากท่อเนื้อฟัน; C: จากการยึดด้วย Scotchbond Universal[®] ลูกศรสีเขียวแสดงองค์ประกอบของวัสดุอุดแทรกขนาดกลมกระจายอยู่ทั่วไป



รูปที่ 20 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนกำลังขยาย 3,500 เท่า แสดงบริเวณผิวหน้าของฟันที่เกิดการแตกหักจากวัสดุ Vita Enamic[®] จากการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค โดยรูป A: จากการยึดด้วยสารยึดติด Optibond FL[®] ปีกาสีแดง แสดงชั้นของสารยึดติดหรือเรซินซีเมนต์ที่เหลืออยู่; B: จากการยึดติดด้วย Optibond XTR[®] พบการหลุดออกของสารยึดติดออกจากท่อเนื้อฟันอย่างชัดเจน ลูกศรสีแดงแสดงให้เห็นท่อเนื้อฟันที่ถูกเผยออกหลังจากผ่านการทดสอบ; C: จากการยึดด้วย Scotchbond Universal[®] พบองค์ประกอบของวัสดุติดอยู่ที่เนื้อฟันตามลูกศรสีแดง และลูกศรสีเขียวแสดงรูพรุนของวัสดุ



รูปที่ 21 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนกำลังขยาย 3,500 เท่า แสดงบริเวณผิวหน้าของฟันที่เกิดการแตกหักจากวัสดุ Cerasmart® จากการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค โดยรูป A: จากการยึดด้วยสารยึดติด Optibond FL®; B: จากการยึดติดด้วย Optibond XTR® ลูกศรสีแดงแสดงท่อเนื้อฟันที่เปิดออกจากการหลุดของสารยึดติดจากเนื้อฟัน หลังจากผ่านการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือน; C: จากการยึดด้วย Scotchbond Universal® พบชั้นขององค์ประกอบสารยึดติด หรือเรซินซีเมนต์ที่ติดอยู่กับเนื้อฟันตามปีกกาสีแดง

บทที่ 5

อภิปรายผล

งานวิจัยฉบับนี้เปรียบเทียบผลของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคเมื่อยึดติดเนื้อฟันด้วยวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกสามชนิด คือ เรซินนาโนเซรามิก (Cerasmart[®]) กลาสเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน (Vita Enamic[®]) และเซอร์โคเนียซิลิกาเซรามิกที่อยู่ในโครงข่ายเมทริกซ์ของเรซิน (Shofu block HC[®]) กับเนื้อฟัน ซึ่งวัสดุที่ใช้เป็นไฮบริดแคดแคมเซรามิก หรือเซรามิกชนิดเรซินเมทริกซ์ ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย โดยใช้สารยึดติดสามระบบ คือ ระบบเอทซ์แอนดรีนส์ ระบบเซลฟ์เอทซ์ และระบบยูนิเวอร์ซอลในรูปแบบเอทซ์แอนดรีนส์ ร่วมกับเรซินซีเมนต์ที่เป็นระบบเกิดปฏิกิริยาเคมีเองร่วมกับแสงของบริษัทผู้ผลิตเดียวกันกับสารยึดติดและจำลองการอายุการงานในช่องปาก ด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ ที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 10,000 รอบ ซึ่งเทียบเท่ากับระยะเวลาการใช้งานในช่องปาก จำนวน 1 ปี (97, 104)

จากสมมติฐาน คือ เมื่อใช้สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ระบบต่างๆ ในการยึดติดวัสดุกับเนื้อฟัน จะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากการทดลอง เมื่อพิจารณาแยกตามชนิดของวัสดุ พบว่าการใช้สารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนส์ และระบบยูนิเวอร์ซอลในรูปแบบเอทซ์แอนดรีนส์ คือ Optibond FL[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] และ Scotchbond Universal[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Rely X ultimate[®] ยึดติดวัสดุทั้งสามชนิดกับเนื้อฟัน ให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมากกว่ากลุ่มที่ใช้สารยึดติดในระบบเซลฟ์เอทซ์ Optibond XTR[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®] เนื่องจากขั้นตอนของ

การทากรดฟอสฟอริก เพื่อกำจัดสิ่งตกค้างในท่อเนื้อฟัน กำจัดชั้นสเมียร์ ละลายผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ และเปิดเผยเส้นใยคอลลาเจน และตามด้วยสารเรซินแอดฮีซีฟ และชั้นตอนไพรเมอร์ เพื่อให้พื้นผิวเนื้อฟันเป็นส่วนที่ไม่ชอบน้ำ รองรับเรซินมอนอเมอร์ ถูกทำให้เกิดพอลิเมอร์ (3, 5) แม้ว่าผลิตภัณฑ์ Scotchbond Universal® ถูกอ้างว่ามีการยึดติดด้วยปฏิกิริยาเคมี (7, 29, 53, 54) แต่การใช้สารยึดติดระบบยูนิเวอร์ซอลในระบบเอทซ์แอนดรีนส์อาจจะทำให้กลไกการยึดติดด้วยปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นน้อยกว่าการยึดติดด้วยแรงกล (55, 56) ดังนั้นการเกิดชั้นไฮบริดที่มีความหนาแน่น และเกิดเรซินแทรกที่ยาวมากขึ้น (105, 106) จึงทำให้ทนต่อการหลุดของสารยึดติดได้ดี (107) ค่าความแข็งแรงพันธะจึงสูงกว่าการใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ (108) นอกจากนี้การใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์ยังคงความชอบน้ำ จึงทำให้เกิดการเสื่อมสลายจากการดูดน้ำ และเกิดการเสื่อมสลายของพันธะเอสเตอร์ (109) จึงอาจเป็นเหตุผลสำหรับการศึกษาฉบับนี้ที่แสดงว่าสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทซ์มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคต่ำที่สุดในการยึดติดวัสดุไฮบริดเซรามิกทุกชนิดกับเนื้อฟัน และจากภาพกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบการหลุดของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ออกจากท่อเนื้อฟัน ดังรูปที่ 19B 20B และ 21B แต่อย่างไรก็ตามการใช้สารยึดติดด้วยวิธีเอทซ์แอนดรีนส์ต้องมีความระมัดระวัง ด้วยชั้นตอนที่มากกว่าระบบเซลฟ์เอทซ์ (107) เนื่องจากการยึดติดด้วยระบบเอทซ์แอนดรีนส์แล้วเกิดพอลิเมอร์ที่ไม่สมบูรณ์ทำให้เกิดการรั่วซึมระดับจุลภาค ส่งผลให้เกิดการเสียวฟันหลังจากยึดติดได้ (110)

จากขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานก่อนการทดสอบ ผู้วิจัยตัดเซรามิกให้ได้ขนาดพื้นที่หน้าตัด 1 X 1 ตารางมิลลิเมตร แล้วจึงเตรียมผิวชิ้นงานก่อนการยึดติด ซึ่งการพ่นผงอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ ของวัสดุ Cerasmart® และ Shofu block HC® อนุภาคจะกระแทกบริเวณผิวหน้าของวัสดุทำให้เกิดความขรุขระมากขึ้น และอาจทำให้เกิดความเสียหายบริเวณพื้นที่หน้าตัด (111-113) ซึ่ง

ส่งผลทำให้พื้นที่หน้าตัดอาจจะเล็กลง ค่าความแข็งแรงพันธะที่นำมาคำนวณหาค่าทางสถิติมีหน่วยเป็นเมกะปาสคาล ซึ่งได้มาจาก แรงต่อขนาดหนึ่งหน่วยพื้นที่ ดังนั้นเมื่อขนาดพื้นที่หน้าตัดมีการเปลี่ยนแปลง ค่าที่นำไปคำนวณทางสถิติอาจจะมีความคลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริง จึงแนะนำให้มีการวัดพื้นที่หน้าตัดซ้ำหลังจากเตรียมผิวชิ้นงาน เพื่อนำมาหาค่าความแข็งแรงพันธะต่อขนาดของพื้นที่หน้าตัดที่ถูกต้อง

การตรวจสอบชนิดของความล้มเหลวในการแตกหัก พบว่ามีการแตกหักชนิดชั้นสารยึดติดหลุดออกจากโครงสร้างฟัน หรือโครงสร้างวัสดุ มากที่สุด ยกเว้น กลุ่มที่ยึดติดวัสดุ Vita Enamic[®] ด้วย Scotchbond Universal[®] ร่วมกับ RelyX Ulimate[®] และกลุ่มที่ยึดติด Cerasmart[®] ด้วย Optibond FL[®] ร่วมกับ Nexus3[®] พบว่ามีการแตกหักแบบแตกในชั้นโครงสร้างวัสดุ และแบบผสมมากกว่า ซึ่งอาจเกิดจากแรงที่ทำให้เกิดค่าความแข็งแรงพันธะมีค่าสูงกว่าความแข็งแรงของวัสดุ จึงทำให้รอยแตกเกิดขึ้นที่ตำแหน่งอื่น จึงอนุมานว่าค่าที่แท้จริงน่าจะมากกว่าค่าที่ได้จากการทดลอง ซึ่งทั้งสองกลุ่มนี้เป็นกลุ่มที่มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคมากที่สุดในชนิดของกลุ่มวัสดุอยู่แล้ว แต่อย่างไรก็ตามแนะนำให้ทำการศึกษาเพื่อเลือกชนิดของการทดสอบ หรืออุปกรณ์ที่เหมาะสมในการทดสอบต่อไปในอนาคต

จากองค์ประกอบวัสดุไฮบริดเซรามิกที่แตกต่างกัน ทำให้กระบวนการเตรียมผิวของไฮบริดเซรามิกทั้งสามชนิด มีความแตกต่าง ซึ่งในการศึกษานี้เตรียมพื้นผิวเซรามิกตามที่คุณผลิตแนะนำคือ Shofu block HC[®] และ Cerasmart[®] ซึ่งมีองค์ประกอบเหมือนเรซินคอมโพสิต จะฟันด้วยผงอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ เพื่อทำให้เกิดรอยขรุขระที่ผิวในระดับจุลภาค (114) และทาสารเซรามิกไพรเมอร์ หรือไซเลน และ Vita Enamic[®] เป็นเซรามิกที่มีโครงข่ายของวัสดุสองชนิด (dual-network structure) มีองค์ประกอบค่อนข้างกลาสเซรามิก ด้วยกระบวนการผลิตจึงนับว่าวัสดุ

ชนิดนี้เป็นเซรามิกชนิดไฮบริดที่แท้จริงเพียงชนิดเดียว (68) จะทากรดไฮโดรฟลูออริกความเข้มข้นร้อยละ 2.5-10 เกิดเป็นซิลิกอนไดออกไซด์ (115) และทำให้เกิดการเปิดเผยของโครงสร้างคริสตัล เกิดรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก เพิ่มขนาดของพื้นที่ผิว และเรซินซีเมนต์สามารถแทรกซึมผิวของเซรามิก (59) และทาด้วยเซรามิกไพโรเมอร์ เพื่อช่วยเพิ่มแรงยึดติดทางเคมี (116) ซึ่งสารนี้มีส่วนประกอบของโมเลกุลที่มีกลุ่มไฮดรอกซิลจำนวนมาก ส่งเสริมให้เกิดพันธะไฮดรอกซิลระหว่างผลิตภัณฑ์กับผิวของเซรามิก และกลุ่มเมทาคริลิกของเรซินซีเมนต์ (116, 117) แม้ว่าสารยึดติดระบบยูนิเวอร์ซอลที่ใช้ในการศึกษานี้ จะมีองค์ประกอบของไฮเลน หรือ 3-methacrylyxypropyl trimethoxysilane (γ -MPTS) แต่เมื่อถูกผสมในสารยึดติดร่วมกับองค์ประกอบอื่นๆ รวมทั้งอีมาและน้ำ ทำให้ลดคุณสมบัติของไฮเลนลง (118, 119) และเร่งกระบวนการดูดน้ำเข้าสู่ชั้นสารยึดติดเมื่อผ่านกระบวนการจำลองอายุการใช้งานจะทำให้ชั้นนี้เสื่อมสลาย (120) จึงมีการแนะนำให้ใช้สารไฮเลนแยกจากสารยึดติด เพราะสารไฮเลนที่ถูกผสมในสารยึดติดจะไม่เสถียร อายุการใช้งานสั้นลง และเสื่อมสลายง่าย (121-123) การเตรียมพื้นผิว เซรามิกก่อนการยึดกับเนื้อฟันจะส่งเสริมให้เกิดการยึดติดที่ดีระหว่างโครงสร้างฟัน และวัสดุ โดยเพิ่มพลังงานพื้นผิว (Surface energy) (124) และส่งเสริมให้เกิดความสามารถในการฉาบตัวของผิววัสดุ และทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มสูงขึ้น (84, 85, 87, 103, 119, 125) อย่างไรก็ตามการเตรียมผิววัสดุที่แตกต่างกันตามชนิดของวัสดุ จะนับว่าเป็นปัจจัยเรื่องชนิดของวัสดุ ซึ่งการศึกษาฉบับนี้มีการเตรียมพื้นผิวตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด ดังนั้นด้วยองค์ประกอบที่แตกต่างกัน ทำให้วิธีการเตรียมผิวของวัสดุก่อนการยึดติดแตกต่างกัน

จากผลการทดลอง จึงปฏิเสธสมมติฐานที่ว่าเมื่อใช้สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอล และเรซินซีเมนต์ต่างชนิดกันในการยึดติดวัสดุกับเนื้อฟัน จะทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาคไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

การศึกษานี้เป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการโดยใช้ผลิตภัณฑ์เป็นตัวแทนสารยึดติดในสามระบบเท่านั้น รวมทั้งมีข้อจำกัดในการเตรียมชิ้นงาน จึงอาจไม่สามารถเลียนแบบลักษณะทางคลินิก หรือถือว่าเป็นคุณลักษณะของสารยึดติดระบบนั้นๆ อย่างชัดเจน การใช้งานวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกทั้งสามชนิด รวมทั้งสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ในทางคลินิกอาจจะมีเงื่อนไขหรือปัจจัยที่แตกต่างไปจากการศึกษาฉบับนี้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงแนะนำให้มีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการใช้งานในทางคลินิกในระยะยาว การใช้สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ในระบบอื่นๆ เช่น เปรียบเทียบสารยึดติดระบบยูนิเวอร์ซอลระหว่างรูปแบบเซลฟ์เอทซ์ และเอทซ์แอนดรีนส์ หรือสารยึดติดผลิตภัณฑ์อื่นๆ ในแต่ละระบบ เพิ่มเติมอีกต่อไป

บทที่ 6

สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลอง เมื่อยืดติดวัสดุไฮบริดเซรามิกสำหรับงานแคดแคมกับเนื้อฟัน ทั้งชนิดของสารยึดติด และชนิดของไฮบริดเซรามิกให้ผลแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งด้วยข้อจำกัดของการศึกษาฉบับนี้ เมื่อยืดติดวัสดุไฮบริดแคดแคมเซรามิกกับเนื้อฟัน จึงแนะนำให้ใช้สารยึดติดระบบเอทซ์แอนดรีนส์ หรือสารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอลในรูปแบบเอทซ์แอนดรีนส์ ทั้งนี้ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะกับตัวเลือกของสารยึดติดผลิตภัณฑ์อื่นๆ ในระบบเซลฟ์เอทซ์





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บรรณานุกรม

1. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382-93.
2. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
3. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):1-16.
4. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17-28.
5. Ritter AV, Boushell LW, Walter R. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 7th edition. ELSEVIER. 2019:136-69.
6. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(1):15-26; quiz 8, 40.
7. Perdigao J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 2014;39(2):113-27.
8. Isolan CP, Valente LL, Münchow EA, Basso GR, Pimentel AH, Schwantz JK, et al. Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives

applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Applied Adhesion Science*. 2014;2(25):1-10.

9. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):895-910.
10. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
11. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:31-44.
12. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res*. 2001;80(6):1565-9.
13. 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.
14. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215-35.

15. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellems L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* 2000;79(2):709-14.
16. Yoshida Y, Inoue S. Chemical analyses in dental adhesive technology. *Japanese Dental Science Review.* 2012;48:141-52.
17. Luhrs AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Gunay H. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent.* 2008;33(2):155-62.
18. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 2000;131 Suppl:20S-5S.
19. Pashley DH. The evolution of dentin bonding. *Dent Today.* 2003;22(5):112-8.
20. Derbanne MA, Besse V, Le Goff S, Sadoun M, Pham TN. The effect of functional monomer chain spacer length on the bond strength of an experimental dental adhesive. *International Journal of Adhesion and Adhesives.* 2014;55:95-105.
21. Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a HEMA/TEGDMA-free three-step etch&rinse adhesive. *J Dent.* 2008;36(10):767-73.
22. Van Landuyt KL, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso MV, Ermis RB, et al. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. *J Dent.* 2008;36(10):847-55.

23. Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J.* 2015;26(1):3-10.
24. Feitosa VP, Sauro S, Ogliaari FA, Stansbury JW, Carpenter GH, Watson TF, et al. The role of spacer carbon chain in acidic functional monomers on the physicochemical properties of self-etch dental adhesives. *J Dent.* 2014;42(5):565-74.
25. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater.* 2011;7(8):3187-95.
26. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-8.
27. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Torii Y, Osaka A, et al. Self-etch monomer-calcium salt deposition on dentin. *J Dent Res.* 2011;90(5):602-6.
28. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87(8):757-61.
29. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res.* 2012;91(4):376-81.

30. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res*. 2006;85(10):941-4.
31. Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, et al. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res*. 2016;95(4):380-7.
32. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater*. 2010;6(9):3573-82.
33. Iwai H, Nishiyama N. Effect of calcium salt of functional monomer on bonding performance. *J Dent Res*. 2012;91(11):1043-8.
34. Yaguchi T. Layering mechanism of MDP-Ca salt produced in demineralization of enamel and dentin apatite. *Dent Mater*. 2017;33(1):23-32.
35. Lee J, Cho KY, Kim JY, Park S, Roh BD, Shin Y. Bonding effectiveness of different dentin conditions on etch-and-rinse mode of two universal adhesives: the confocal laser scanning and shear bond strength. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2017;31(9):933-42.
36. Loguercio AD, Munoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigao J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent*. 2015;43(9):1060-70.

37. Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Maruo Y, et al. Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dent Mater.* 2015;31(12):1493-501.
38. Hanabusa M, Yoshihara K, Yoshida Y, Okihara T, Yamamoto T, Momoi Y, et al. Interference of functional monomers with polymerization efficiency of adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(2):204-9.
39. Oguri M, Yoshida Y, Yoshihara K, Miyauchi T, Nakamura Y, Shimoda S, et al. Effects of functional monomers and photo-initiators on the degree of conversion of a dental adhesive. *Acta Biomater.* 2012;8(5):1928-34.
40. Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Van Herle G, Nomura Y, et al. Adhesion/decalcification mechanism of acid interactions with human hard tissues. *Journal of Biomedical Materials Research.* 2001;59:56-62.
41. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent.* 2017;62:72-80.
42. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigao J. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent.* 2015;43(9):1083-92.

43. Suppa P, Breschi L, Ruggeri A, Mazzotti G, Prati C, Chersoni S, et al. Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;73(1):7-14.
44. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21(9):864-81.
45. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, et al. Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(3):215-22.
46. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2015;43(7):765-76.
47. Ozmen B, Koyuturk AE, Tokay U, Cortcu M, Sari ME. Evaluation of bond strength of self-stching adhesives having different pH on primary and permanent teeth dentin. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials.* 2018;13(3):274-9.
48. Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez, Anna Luiza Szesz I, Reis A, Loguercio AD, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent.* 2014;42:595-602.

49. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*. 2015;40(3):282-92.
50. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*. 2014;42:800-7.
51. Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent*. 2014;42(5):595-602.
52. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *J Dent*. 2015;43(5):525-36.
53. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*. 2015;40(3):282-92.
54. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*. 2013;41(5):404-11.
55. Takamizawa T, Imai A, Hirokane E, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Erickson RL, et al. SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dent Mater*. 2019;35(12):1791-804.

56. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater.* 2016;32(2):e9-21.
57. Christensen GJ. Why use resin cements? *J Am Dent Assoc.* 2010;141(2):204-6.
58. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142 Suppl 2:205-45.
59. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-74.
60. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):42-6.
61. Ayres AP, Andre CB, Pacheco RR, Carvalho AO, Bacelar-Sa RC, Rueggeberg FA, et al. Indirect restoration thickness and time after light-activation effects on degree of conversion of resin cement. *Braz Dent J.* 2015;26(4):363-7.
62. Tavares AF, Mergulhão VA, dos Santos RA, Torban P, Moura MT, Cavalcanti DO, et al. Effect of resin cement adhesive strategy and root region on the pushout bond strength of a fiber post. *DC material science.* 2017;34:7-21.
63. Luhrs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater.* 2014;30(3):281-91.

64. Suphaphawanit S, Kanjantra P, Thong-ngarm W. Effect of dark cure activators in resin cements on shear bond strength of self-etch adhesives. *CM Dent J.* 2017;38:49-62.
65. Johnson GH, Lepe X, Patterson A, Schafer O. Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):826-32.
66. Horvath SD. Key parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2016;37(9):638-43.
67. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res.* 2016;95(5):487-95.
68. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e58.
69. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587-93.
70. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):e275-e83.
71. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564-9.

72. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27(6):527-34.
73. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;55:1-11.
74. Egbert JS, Johnson AC, Tantbiroj D, Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International.* 2015;12:53-8.
75. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014;93(1):62-7.
76. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419-26.
77. Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater.* 2008;24(11):1477-85.
78. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(2):199-202.
79. Kahler B, Kotousov A, Swain MV. On the design of dental resin-based composites: a micromechanical approach. *Acta Biomater.* 2008;4(1):165-72.

80. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmuhlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent*. 2016;37(9):630-7.
81. Murillo-Gomez F, Rueggeberg FA, De Goes MF. Short- and long-term bond strength between resin cement and glass-ceramic using a silane-containing universal adhesive. *Oper Dent*. 2017;42(5):514-25.
82. Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J*. 2016;35(5):796-802.
83. Barutcigil K, Barutcigil C, Kul E, Ozarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont*. 2019;28(1):71-8.
84. Terry DA, Blatz MB. Surface treatments for tooth-colored restorations: Part 2. *Dent Today*. 2011;30(3):126, 8, 30-1.
85. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):184-9.
86. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent*. 2016;41(2):171-8.

87. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent*. 2017;42(1):73-81.
88. Gungor MB, Nemli SK, Bal BT, Unver S, Dogan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):259-66.
89. Fernandes Jr, Oliani MG, Nogueira Jr L, Silva JMF, Araujo RM. Analysis and comparison of different bond strength tests. *JSM Dent*. 2016;4:1-6.
90. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2):e100-21.
91. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent*. 2014;17(5):420-6.
92. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*. 2007;23(9):1086-92.
93. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*. 1998;14(6):394-8.

94. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e50-62.
95. 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.
96. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent.* 2011;39 Suppl 3:e57-64.
97. Blumer L, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dent Mater.* 2015;31(7):855-63.
98. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res.* 2001;80(7):1605-14.
99. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LV. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265-73.
100. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res.* 2012;91(4):351-7.
101. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008;24(1):90-101.

102. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. *J Oral Rehabil.* 2001;28(8):703-7.
103. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskva CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent.* 2016;18(4):289-302.
104. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
105. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014;42(7):800-7.
106. Ikeda M, Tsubota K, Takamizawa T, Yoshida T, Miyazaki M, Platt JA. Bonding durability of single-step adhesives to previously acid-etched dentin. *Oper Dent.* 2008;33(6):702-9.
107. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005;24(1):1-13.
108. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent.* 2003;31(7):469-77.

109. De Munck J, Mine A, Van den Steen PE, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, et al. Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(5):494-501.
110. Liu Y, Tjaderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res.* 2011;90(8):953-68.
111. da Costa TR, Serrano AM, Atman AP, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent.* 2012;40(6):513-21.
112. Brum RT, Vieira S, Freire A, Mazur RF, De Souza EM, Rached RN. Effect of organic solvents compared to sandblasting on the repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composite resins. *Indian J Dent Res.* 2017;28(4):433-41.
113. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater.* 2017;33(3):e124-e35.
114. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(4):224-35.
115. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-62.

116. Hori S, Minami H, Minesaki Y, Matsumura H, Tanaka T. Effect of hydrofluoric acid etching on shear bond strength of an indirect resin composite to an adhesive cement. *Dent Mater J.* 2008;27(4):515-22.
117. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):464-70.
118. Noda Y, Nakajima M, Takahashi M, Mamanee T, Hosaka K, Takagaki T, et al. The effect of five kinds of surface treatment agents on the bond strength to various ceramics with thermocycle aging. *Dent Mater J.* 2017;36(6):755-61.
119. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Oper Dent.* 2015;40(4):372-8.
120. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Wilwerding TM, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Oper Dent.* 2017;42(2):E59-E70.
121. Yao C, Yu J, Wang Y, Tang C, Huang C. Acidic pH weakens the bonding effectiveness of silane contained in universal adhesives. *Dent Mater.* 2018;34(5):809-18.
122. Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez MF, Reis A, et al. Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *J Adhes Dent.* 2017;19(3):203-12.

123. Matinlinna JP, Lassila LV. Experimental novel silane system in adhesion promotion between dental resin and pretreated titanium. PartII: effect of long-term water storage. *Silicon*. 2010;2:79-85.
124. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig*. 2018;22(8):2787-97.
125. Mamanee T, Takahashi M, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Initial and long-term bond strengths of one-step self-etch adhesives with silane coupling agent to enamel-dentin-composite in combined situation. *Dent Mater J*. 2015;34(5):663-70.



ภาคผนวก

ผลการทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค

แยกตามกลุ่มของวัสดุไฮบริดเซรามิก

โดย ตัวเลขแสดงชนิดของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ ดังนี้

ชนิดที่ 1 คือ Optibond FL[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®]

ชนิดที่ 2 คือ Optibond XTR[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Nexus3[®]

ชนิดที่ 3 คือ Scotchbond Universal[®] ร่วมกับเรซินซีเมนต์ Rely X ultimate[®]

และ ชนิดการแตกหัก ซึ่งตัวอักษรต่างๆ แสดงการแตกชนิดชนิดต่างๆ ดังนี้

A คือ เกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ (adhesive failure mode)

C คือ เกิดการแตกในชั้นโครงสร้างต่างๆ (adhesive failure mode) ในกรณี
การศึกษานี้เป็นการแตกหักในชั้นวัสดุทั้งหมด

M คือ เกิดการแตกแบบผสม (mix failure) รอยแตกจะเกิดในชั้น วัสดุ พัน สารยึด

ติด หรือเรซินซีเมนต์ เกินกว่า 1 ชนิดข้างต้น

วัสดุ Shofu block HC®			
กลุ่มที่	สกรียึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความ ล้มเหลว
1	1	19.50155	M
1	1	14.5086	A
1	1	16.65904	A
1	1	18.86812	C
1	1	21.499	C
1	1	24.0292	M
1	1	26.0059	A
1	1	29.7492	A
1	1	36.3383	A
1	1	37.8484	A
1	1	32.1856	A
2	2	6.94234	A

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความ ล้มเหลว
2	2	11.43876	A
2	2	11.51834	A
2	2	11.74116	A
2	2	11.8539	A
2	2	12.847	A
2	2	13.1271	A
2	2	13.42502	A
2	2	13.6778	C
2	2	18.4588	A
2	2	18.5352	M
3	3	29.3025	A
3	3	26.3274	A
3	3	27.1709	A

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความ ล้มเหลว
3	3	29.6951	M
3	3	42.4371	A
3	3	44.1178	M
3	3	46.2409	M
3	3	50.6916	C
3	3	55.4878	A
3	3	47.4995	A
3	3	47.8878	M

วัสดุ Vita Enamic®			
กลุ่มที่	สวารยี่ดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
4	1	36.60175	A
4	1	37.8853	M
4	1	42.645	C
4	1	43.012	M
4	1	47.6096	A
4	1	64.5946	M
4	1	61.3874	A
4	1	64.644	M
4	1	61.0048	C
4	1	61.623	M
4	1	62.7256	A
5	2	19.97902	C

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
5	2	15.142	C
5	2	17.959	A
5	2	18.05643	A
5	2	22.9362	C
5	2	25.29986	A
5	2	25.3629	C
5	2	25.764	A
5	2	26.6298	A
5	2	32.5313	A
5	2	40.4063	A
6	3	22.07538	A
6	3	28.3996	C
6	3	30.4845	C

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเชื่อมระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
6	3	35.5934	A
6	3	36.055	C
6	3	38.8497	A
6	3	39.8715	C
6	3	41.3134	A
6	3	41.358	A
6	3	44.2514	A
6	3	45.1905	A

วัสดุ Cerasmart®			
กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
7	1	30.4452	A
7	1	29.7508	A
7	1	36.9959	A
7	1	31.6273	A
7	1	31.787	A
7	1	31.8284	A
7	1	36.7457	M
7	1	39.3718	M
7	1	59.7372	C
7	1	54.3521	C
7	1	54.8245	C
8	2	20.4056	A

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
8	2	21.6597	A
8	2	17.3396	A
8	2	18.08826	A
8	2	19.64479	A
8	2	22.938	C
8	2	23.78152	M
8	2	24.6658	A
8	2	25.3088	A
8	2	27.0633	M
8	2	27.1869	A
9	3	37.1455	A
9	3	37.777	M
9	3	39.8371	C

กลุ่มที่	สารยึดติด และเรซินซีเมนต์	ค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับจุลภาค (เมกะปาสคาล)	ชนิดของความล้มเหลว
9	3	40.645	A
9	3	41.79	A
9	3	46.915	M
9	3	49.6213	M
9	3	52.3684	C
9	3	59.4858	C
9	3	64.6201	A
9	3	65.323	A

การทดสอบการแจกแจงข้อมูล

Explore

Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
stress	99	100.0%	0	0.0%	99	100.0%

Descriptives

			Statistic	Std. Error
stress	Mean		33.797327	1.5068578
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	30.807016	
		Upper Bound	36.787637	
	5% Trimmed Mean		33.381173	
	Median		31.787000	
	Variance		224.791	
	Std. Deviation		14.9930457	
	Minimum		6.9423	
	Maximum		65.3230	
	Range		58.3807	
	Interquartile Range		21.3523	
	Skewness		.419	.243
	Kurtosis		-.651	.481

ผลการแจกแจงของข้อมูลเป็นปกติ (Normal distribution)

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
stress	.084	99	.078	.961	99	.005

a. Lilliefors Significance Correction

การวิเคราะห์ค่าความแปรปรวนสองทาง ของค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนระดับ

จุลภาค

Levene's Test of Equality of Error Variances^a

Dependent Variable: stress

F	df1	df2	Sig.
5.527	8	90	.000

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

a. Design: Intercept + Ceramic + Bonding + Ceramic * Bonding



Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: stress

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	15396.981 ^a	8	1924.623	26.116	.000
Intercept	113083.670	1	113083.670	1534.476	.000
Ceramic	2808.583	2	1404.292	19.055	.000
Bonding	9468.132	2	4734.066	64.238	.000
Ceramic * Bonding	3120.266	4	780.066	10.585	.000
Error	6632.578	90	73.695		
Total	135113.229	99			
Corrected Total	22029.559	98			

a. R Squared = .699 (Adjusted R Squared = .672)

การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทิวคีย์

เมื่อพิจารณาปัจจัยเรื่องชนิดของเซรามิก

Post Hoc Tests

Ceramic

Multiple Comparisons

Dependent Variable: stress

Tukey HSD

(I) Ceramic	(J) Ceramic	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Shofu Block HC	Vita enamic	-11.80683*	2.1133818	.000	-16.843236	-6.770431
	Cerasmart	-10.71090*	2.1133818	.000	-15.747301	-5.674495
Vita enamic	Shofu Block HC	11.806834*	2.1133818	.000	6.770431	16.843236
	Cerasmart	1.095935	2.1133818	.862	-3.940467	6.132338
Cerasmart	Shofu Block HC	10.710898*	2.1133818	.000	5.674495	15.747301
	Vita enamic	-1.095935	2.1133818	.862	-6.132338	3.940467

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 73.695.

*. The mean difference is significant at the

Homogeneous Subsets

stress

Tukey HSD^{a,b}

Ceramic	N	Subset	
		1	2
Shofu Block HC	33	26.291416	
Cerasmart	33		37.002314
Vita enamic	33		38.098250
Sig.		1.000	.862

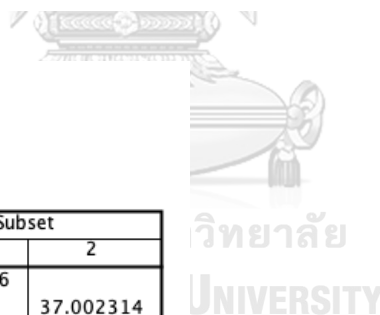
Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 73.695.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 33.000.

b. Alpha =



เมื่อพิจารณาปัจจัยเรื่องสวียัดติด

Bonding

Multiple Comparisons

Dependent Variable: stress

Tukey HSD

(I) Bonding	(J) Bonding	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Optibond FL	Optibond XTR	19.293253*	2.1133818	.000	14.256850	24.329656
	Scotchbond Universal	-2.649610	2.1133818	.425	-7.686013	2.386793
Optibond XTR	Optibond FL	-19.293253*	2.1133818	.000	-24.329656	-14.256850
	Scotchbond Universal	-21.94286*	2.1133818	.000	-26.979266	-16.906460
Scotchbond Universal	Optibond FL	2.649610	2.1133818	.425	-2.386793	7.686013
	Optibond XTR	21.942863*	2.1133818	.000	16.906460	26.979266

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 73.695.

*. The mean difference is significant at the

Homogeneous Subsets

stress

Tukey HSD^{a,b}

Bonding	N	Subset	
		1	2
Optibond XTR	33	20.051955	
Optibond FL	33		39.345208
Scotchbond Universal	33		41.994818
Sig.		1.000	.425

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 73.695.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 33.000.

b. Alpha =



วิทยาลัย

IVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	Seelassaya Leelaponglit
วัน เดือน ปี เกิด	4 June 1986
สถานที่เกิด	Bangkok, Thailand
วุฒิการศึกษา	Doctor of Dental Surgery, Faculty of Dentistry, Thammasat University
ที่อยู่ปัจจุบัน	124/37 Moo 2 Mahasawat, Bangkraui, Nonthaburi, Thailand
ผลงานตีพิมพ์	1. Leelaponglit S, Tantilertanant Y, Srisawasdi S. Influence of type and thickness of CAD-CAM resin ceramic on micro-tensile bond strength to dentin J Dent Assoc Thai. 2020;70(2):158-169. 2. Leelaponglit S, Kraivixien R, Srisawat S. A comparative study of microshear bond strength of hybrid CAD/CAM ceramic with universal bonding systems. RSU International Research Conference 2020, May 1, 2020: 247-257.