



ผลของสารยึดติดระบบต่างๆที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และ
ประสิทธิภาพในการยึดติดของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟัน

EFFECT OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS USED FOR IMMEDIATE DENTIN
SEALING ON DENTIN PERMEABILITY AND BONDING EFFICACY OF SELF-
ETCH RESIN CEMENT TO DENTIN

ธฤต พานิชกุล

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2566

ผลของสารยึดติระบบต่างๆที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และ
ประสิทธิภาพในการยึดติของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟัน



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2566
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS USED FOR IMMEDIATE DENTIN
SEALING ON DENTIN PERMEABILITY AND BONDING EFFICACY OF SELF-
ETCH RESIN CEMENT TO DENTIN



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2023

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของสารยี้ดติระบบต่างๆที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และ

ประสิทธิภาพในการยี้ดติของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟัน

ของ

ธฤต พานิชกุล

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก	 ประธาน
(อาจารย์ ดร.ณัฐพล กิตติคุณเดชา)	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สิทธิกร คุณวโรตม์)
..... ที่ปรึกษาร่วม	 กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.อรพินธ์ อัจฉรานุกุล)	(อาจารย์ ดร.วิบูลย์ ไพศาลกอบฤทธิ์)

ชื่อเรื่อง	ผลของสารยึดติดระบบต่างๆที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และประสิทธิภาพในการยึดติดของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟัน
ผู้วิจัย	ธฤต พานิชกุล
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2566
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. ณัฐพล กิตติคุณเดชา
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	รองศาสตราจารย์ ดร. อรพินธ์ อัจฉรานุกุล

การปิดเนื้อฟันทันที คือการทาสารยึดติดทางทันตกรรมลงบนเนื้อฟันโดยตรงหลังจากการกรอเตรียมฟันเพื่อทำวัสดุบูรณะโดยอ้อม การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลของการใช้ระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันในการใช้ปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และประสิทธิภาพการยึดติดของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ต่อเนื้อฟัน ทำการศึกษาในฟันกรามซี่ที่ 3 จำนวน 30 ซี่ กรอตัดส่วนตัวฟัน และรากฟันออกจนได้ตัวอย่างทดลองที่มีความหนาวัดจากผิวเนื้อฟันไปยังจุดสูงสุดของยอดโพรงประสาทฟันประมาณ 1 มิลลิเมตร แบ่งฟันออกเป็น 3 กลุ่มตามระบบสารยึดติดทางทันตกรรมที่ใช้ในการทดสอบ: เอตซ์แอนด์รินซ์แบบ 3 ขั้นตอน (ออฟติบอนด์ เอฟแอล), เซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอน (เคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์) และยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟ (ซิงเกิลบอนด์ ยูนิเวอร์แซล) ในโหมดเซลฟ์เอตซ์ ทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันภายใต้ความดัน 20 มิลลิเมตรปรอทโดยทดสอบใน 3 ช่วง (ขณะมีชั้นเสมียร์ปกคลุม, ภายหลังการเตรียมผิวด้วยอีทีทีเอ, หลังจากปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติด) จากนั้นนำตัวอย่างทดลองมายึดกับแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตด้วยเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ (พานาเวียวีไฟว์) ทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคโดยใช้เครื่องทดสอบสากลที่ความเร็วหัวจับ 1 มิลลิเมตรต่อวินาที นำข้อมูลการซึมผ่านของเนื้อฟัน และความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคมาวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวแบบวัดซ้ำ ทำการทดสอบรายคู่โดยใช้การทดสอบทูกีที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ผลการศึกษาพบว่า สารยึดติดเคลียร์ฟิลล์ เอสอีบอนด์ และซิงเกิลบอนด์ยูนิเวอร์แซลให้ค่าการซึมผ่านของเนื้อฟันที่น้อยกว่าขณะที่มีชั้นเสมียร์ปกคลุมอย่างมีนัยสำคัญ ผลของการทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของพบว่า สารยึดติดเคลียร์ฟิลล์ เอสอีบอนด์มีความมากที่สุด แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับสารยึดติดออฟติบอนด์ เอฟแอล และซิงเกิลบอนด์ยูนิเวอร์แซล การศึกษานี้สรุปได้ว่าการใช้ระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันในการปิดเนื้อฟันทันทีส่งผลต่อการซึมผ่านของเนื้อฟันและความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคระหว่างเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันที่ไม่แตกต่างกัน

คำสำคัญ : ระบบสารยึดติดทางทันตกรรม, การปิดเนื้อฟันทันที, การซึมผ่านของเนื้อฟัน, ความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค, เซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์

Title	EFFECT OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS USED FOR IMMEDIATE DENTIN SEALING ON DENTIN PERMEABILITY AND BONDING EFFICACY OF SELF-ETCH RESIN CEMENT TO DENTIN
Author	TARIT PANITKUL
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2023
Thesis Advisor	Dr. Nuttaphon Kittikundecha
Co Advisor	Associate Professor Dr. Orapin Ajcharanukul

Immediate dentin sealing involves the direct application of dental adhesives onto the tooth structure immediately after tooth preparation for indirect restoration. The purpose of this study is to evaluate the effects of different adhesive systems on immediate dentin sealing on dentin permeability and the adhesive effectiveness of self-etch resin cements on dentin. The study was conducted on 30 third molars. The teeth were sectioned to isolate the crown and root, creating samples approximately 1 millimeter thick from the dentin surface to the apex of the pulpal horn. The teeth were divided into three groups based on the dental adhesive systems tested: a three-step etch-and-rinse system (OptiBond FL), a two-step self-etch system (Clearfil SE Bond), and a universal adhesive in self-etch mode (Single Bond Universal Adhesive). Dentin permeability was tested under 20 mmHg pressure in three stages (when smear layer was present, after EDTA treatment, and after adhesive application). The samples were bonded to a composite resin disc using self-etch resin cement (Panavia V5) and subjected to micro-tensile bond strength testing at a crosshead speed of 1 millimeter per minute. The data on dentin permeability and micro-tensile bond strength (mTBS) were statistically analyzed using one-way ANOVA with repeated measures and Tukey post-hoc tests at a significant level of 0.05. Clearfil SE Bond and Single Bond Universal showed significantly lower permeability than smear layer-covered dentin. The micro-tensile bond strength results revealed that Clearfil SE Bond had the highest values, though not significantly different from OptiBond FL and Single Bond Universal. Within the limitations of this study, it may be concluded that the use of different adhesive systems does not significantly affect dentin permeability or the micro-tensile bond strength between self-etch resin cement and dentin.

Keyword : Dental adhesive system, Immediate dentin sealing, Dentin permeability, Micro-tensile bond strength, Self-etch resin cement

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจากอาจารย์ ดร.ณัฐพล กิตติคุณเดชา ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ และรศ.ดร.อรพินธ์ อัจฉรานุกุล อาจารย์ภาควิชาโอบุสสุวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ อาจารย์ที่ปรึกษางานวิจัยที่ให้คำแนะนำและปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ รวมทั้งให้คำแนะนำด้านการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติทำให้ปริญญานิพนธ์สำเร็จลุล่วงด้วยดี ตลอดจนคณาจารย์ประจำสาขา ทันตกรรมหัตถการ คณะกรรมการสอบเค้าโครงปริญญานิพนธ์และคณะกรรมการสอบปากเปล่า ปริญญานิพนธ์ ประกอบกับปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทุนอุดหนุนประเภทเงิน รายได้หน่วยงานสังกัดคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ทางผู้วิจัยได้ตระหนัก ถึงและใคร่กราบขอบพระคุณผู้มีพระคุณดังกล่าวมา ณ ที่นี้

หนึ่งในขั้นตอนการทดลองนั้น ได้รับคำแนะนำการใช้อุปกรณ์และเครื่องมือทดสอบจากนาง กนกพร สุขยานันท์ เจ้าหน้าที่คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ จนสามารถทำ ให้งานวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ตามที่วางแผนไว้ จึงขอกล่าวแสดงความขอบคุณในความอนุเคราะห์นี้

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณครอบครัว เพื่อนๆ และคณาจารย์หลักสูตรวิทยาศาสตร์ มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก (ทันตกรรมบูรณะ) ที่ให้ความสนับสนุนและเป็นกำลังใจให้ สามารถดำเนินปริญญานิพนธ์ได้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ธฤต พานิชกุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
ความสำคัญของการวิจัย	2
ความมุ่งหมายของการวิจัย.....	2
ขอบเขตของการวิจัย	3
ตัวแปรที่ศึกษา.....	3
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	3
กรอบแนวคิดวิจัย.....	4
4	
สมมติฐานการวิจัย.....	4
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
อาการเสียวฟัน (Tooth sensitivity)	5
ระบบสารยึดติดทางทันตกรรม (Dental adhesive systems)	6
ระบบเอดซ์แอนดรีนซ์.....	6
ระบบเซลฟ์เอดซ์.....	8

ระบบยูนีเวอร์แซลแอดฮีซีฟ	9
การปิดเนื้อฟันทันที (Immediate dentin sealing).....	10
เรซินซีเมนต์ (Resin cement)	13
การซึมผ่านของเนื้อฟัน (Dentin permeability)	14
เทคนิคการลอกกลาย (Replica technique)	18
การทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาค (Microtensile bond strength test).....	19
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	20
เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์	20
การคัดเลือกฟันที่ใช้ในการทดลอง.....	23
การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง	23
ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล	23
การทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน.....	24
การเตรียมแผ่นกลมเรซินคอมโพสิต	26
การยึดแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตและตัวอย่างทดลองด้วยเรซินซีเมนต์.....	26
การทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค	27
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	28
บทที่ 4 ผลการศึกษา	29
ผลการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน	29
การทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	30
ผลการทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค.....	31
ผลการศึกษาลักษณะความล้มเหลวบริเวณแตกหัก	32
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	35
สรุปผลการวิจัย.....	35

อภิปรายผลการวิจัย	35
ข้อเสนอแนะ	40
บรรณานุกรม	41
ประวัติผู้เขียน.....	49



สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 แสดงรายละเอียดผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการวิจัย.....	21
ตาราง 2 แสดงรายละเอียดขั้นตอนการใช้งานผลิตภัณฑ์สารยึดติดตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด ...	25
ตาราง 3 แสดงข้อมูลการซึมผ่านของเนื้อฟันของกลุ่มสารยึดติด ซึ่งแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ของการซึมผ่านที่มากที่สุด (100 %) ในเนื้อฟันที่ผ่านการกัดด้วยEDTA	29
ตาราง 4 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างช่วงต่างๆของการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันในทุกกลุ่มสารยึดติด	29
ตาราง 5 แสดงผลความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของสารยึดติดทั้ง 3 กลุ่มที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันที.....	31

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 แสดงกรอบแนวคิดวิจัย.....	4
ภาพประกอบ 2 แสดงกลไกการเกิดอาการเสียวฟัน.....	6
ภาพประกอบ 3 แสดงระบบสารยึดติดทางทันตกรรม.....	9
ภาพประกอบ 4 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเทินเอ็มดีพี.....	10
ภาพประกอบ 5 แสดงความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวผ่านเนื้อฟัน.....	15
ภาพประกอบ 6 แสดงความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันบริเวณต่างๆภายในตัวฟัน.....	16
ภาพประกอบ 7 แสดงเครื่องมือที่ใช้วัดการเคลื่อนที่ของของเหลว.....	17
ภาพประกอบ 8 แสดงเครื่องมือบันทึกอัตโนมัติ.....	18
ภาพประกอบ 9 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของรอยพิมพ์ผิวฟันที่ผ่านการปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติดภายใต้ความดัน 20 มิลลิเมตรปรอทโดยใช้เทคนิคลอกลาย....	31
ภาพประกอบ 10 แสดงค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของกลุ่มทดลอง.....	32
ภาพประกอบ 11 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่แสดงผิวเนื้อฟัน (A) และเรซินซีเมนต์ที่ติดอยู่ (B)	32
ภาพประกอบ 12 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่มีการแตกหักในชั้นเรซินซีเมนต์.....	33
ภาพประกอบ 13 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่แสดงผิวเนื้อฟัน (A) สารยึดติดและเรซินซีเมนต์ (B) วัสดุเรซินคอมโพสิต (C)	33
ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแสดงร้อยละของลักษณะความล้มเหลวบริเวณแตกหักของกลุ่มการทดลองทั้งหมด.....	34



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

ขั้นตอนทั่วไปในการบูรณะฟันด้วยวัสดุบูรณะโดยอ้อม (indirect restoration) เริ่มจากการกรอแต่งฟัน พิมพ์ปาก ปิดโพรงฟันที่กรอแต่งด้วยวัสดุบูรณะชั่วคราว หลังจากได้ชิ้นงานบูรณะ จะทำการลองชิ้นงาน และยึดด้วยเรซินซีเมนต์ ซึ่งในการกรอแต่งฟันหลักเพื่อสร้างชิ้นงานบูรณะโดยอ้อม พบว่ามีการเผยออกของท่อเนื้อฟัน (dentinal tubule) จำนวนมากอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ท่อเนื้อฟันที่เผยออกเป็นเสมือนทางเข้าของแบคทีเรีย และเป็นทางผ่านของตัวกระตุ้นทางเคมี หรือทางกล(1) การกรอแต่งฟันยังเพิ่มการซึมผ่านของเนื้อฟัน (dentin permeability) ส่งผลต่อโอกาสในการเกิดอาการเสียวฟันที่เพิ่มมากขึ้น(2) นอกจากนี้ เนื้อฟันที่ผ่านการกรอตัดหากมีการปนเปื้อนกับวัสดุชั่วคราว จะส่งผลให้ค่าแรงยึดติดระหว่างเนื้อฟันและชิ้นงานบูรณะที่ยึดโดยซีเมนต์ลดลง (3) ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการปิดเนื้อฟันทันที (immediate dentin sealing) ด้วยสารยึดติด หลังจากการกรอแต่งฟันหลัก ก่อนการพิมพ์ปาก เพื่อปกป้องโพรงประสาทฟันจากตัวกระตุ้น และเป็นการปกป้องเนื้อฟันจากการปนเปื้อนกับวัสดุปิดชั่วคราวซึ่งก่อให้เกิดค่าแรงยึดติดที่ลดลง และเป็นการลดการเกิดอาการเสียวฟันให้แก่ผู้ป่วย จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าฟันหลักที่มีการปิดเนื้อฟันทันทีมีค่าการยึดติดที่สูงกว่า และมีปัญหาการเสียวฟันที่น้อยกว่ากลุ่มที่ไม่มีการปิดเนื้อฟันทันที (4)

สารยึดติดที่ใช้สามารถแบ่งประเภทได้ตามขั้นตอนการทำงานได้แก่ 1. ระบบเอตช์แอนด์รีนส์ (etch and rinse system) ซึ่งมีการกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer) โดยใช้กรดกัด และทาสารไพรเมอร์ ตามด้วยสารบอนด์ดิ้ง (กรณีทำแบบสามขั้นตอน) จะมีการแทรกซึมของโมโนเมอร์เข้าไปตามเส้นใยคอลลาเจน และท่อเนื้อฟัน ภายหลังการบ่มตัวจะเกิดเป็นชั้นไฮบริด (hybrid layer) และเรซินแท็ก (resin tag) ปิดเนื้อฟัน ทว่าในระบบเอตช์แอนด์รีนส์มีสิ่งที่ต้องระวังเนื่องจากหากใช้กรดกัดเนื้อฟันนานเกินไป (over etch) จะเกิดความลึกที่มอโนเมอร์ไม่สามารถจะแทรกซึมลงไปได้ถึงส่วนที่ลึกที่สุดของบริเวณที่มีการละลายของแร่ธาตุได้ และในขั้นตอนการเป่าลมหลังจากล้างกรดออกด้วยน้ำ หากเป่าแห้งเกินไป (over dry) ก่อให้เกิดการฟุ้งตัวของเส้นใยคอลลาเจน ส่งผลให้มอโนเมอร์ไม่สามารถที่จะแทรกซึมเข้าไปตามช่องว่างระหว่างเส้นใยได้ ก่อให้เกิดส่วนของเส้นใยคอลลาเจนที่ไม่ถูกห่อหุ้มด้วยเรซิน ส่งผลต่อค่าแรงยึดติด เกิดการเสื่อมสลายของชั้นยึดติด มีการรั่วซึมระดับจุลภาค และทำให้เกิดปัญหาการเสียวฟันตามมาได้ในภายหลัง(5) 2. ระบบเซลฟ์เอตช์ เป็นระบบที่พัฒนาต่อมาเพื่อลดขั้นตอนการทำงาน และแก้ไขปัญหาการเสียวฟันของระบบเอตช์แอนด์

รินซ์ โดยระบบนี้จะตัดขั้นตอนการใช้กรดกัด และล้างน้ำออกไป จะใช้การปรับสภาพชั้นสเมียร์ด้วย โมโนเมอร์ที่มีความเป็นกรด (acidic monomer) ซึ่งมีการละลายแร่ธาตุออกบางส่วนใน ขณะเดียวกันก็เกิดการแทรกซึมของมอนอเมอร์(6) ทำให้มอนอเมอร์สามารถแทรกซึมได้เต็มความ ลึกที่มีการละลายแร่ธาตุออก เกิดขึ้นไฮบริดที่สมบูรณ์กว่าระบบเอตซ์แอนดรินซ์ และปัจจุบันได้มีการ พัฒนาสารยึดติดแบบใหม่ที่สามารถใช้งานได้หลายระบบ ไม่ว่าจะเป็นระบบเอตซ์แอนดรินซ์ หรือเซล์ฟเอตซ์ และสามารถใช้ยึดกับวัสดุได้หลากหลายประเภท เรียกว่า ยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟ (universal adhesive)

ระบบสารยึดติดทางทันตกรรมที่เลือกใช้ในการปิดเนื้อฟันที่มีบทบาทสำคัญในการ กำหนดประสิทธิภาพของการปิดเนื้อฟัน และการยึดติดของเซล์ฟเอตซ์เรซินซีเมนต์กับเนื้อฟัน ถึงแม้จะมีการพัฒนาระบบสารยึดติด และเกิดเป็นผลิตภัณฑ์ต่างๆออกมาอย่างมากมาย แต่ การศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการปิดเนื้อฟันทั้งในแง่ของการลดการซึมผ่านของเนื้อฟัน และความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคหลังจากยัดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อมด้วยเซล์ฟเอตซ์เรซิน ซีเมนต์ระหว่างสารยึดติดแต่ละระบบยังคงมีน้อย ดังนั้นจึงเป็นที่มาของงานวิจัยในครั้งนี้เพื่อศึกษา เปรียบเทียบประสิทธิภาพในแง่มุมดังกล่าว

ความสำคัญของการวิจัย

การศึกษานี้ต้องการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน, ความแข็งแรงยึดติดระดับ จุลภาคของเซล์ฟเอตซ์เรซินซีเมนต์ภายหลังการยัดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อมในพื้นที่ได้รับการปิดเนื้อ ฟันทั้งที่ด้วยสารยึดติดระบบต่างๆ เพื่อใช้เป็นแนวทางในการเลือกใช้สารยึดติดสำหรับการปิดเนื้อ ฟันทั้งที่ได้เหมาะสม

ความมุ่งหมายของการวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา

1. เพื่อเปรียบเทียบการซึมผ่านของเนื้อฟันภายหลังการปิดเนื้อฟันทั้งที่ด้วยสารยึด ติดระบบต่างๆ
2. เพื่อเปรียบเทียบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของเซล์ฟเอตซ์เรซินซีเมนต์ ภายหลังการยัดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อมในพื้นที่ได้รับการปิดเนื้อฟันทั้งที่ด้วยสารยึดติดระบบต่างๆ

ขอบเขตของการวิจัย

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ โดยจำลองสถานการณ์การปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆ มาทดสอบเปรียบเทียบการซึมผ่านของเนื้อฟันโดยวัดการเคลื่อนที่ของของเหลว และทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคด้วยการจำลองการให้แรงโดยเครื่องทดสอบสากล

ตัวแปรที่ศึกษา

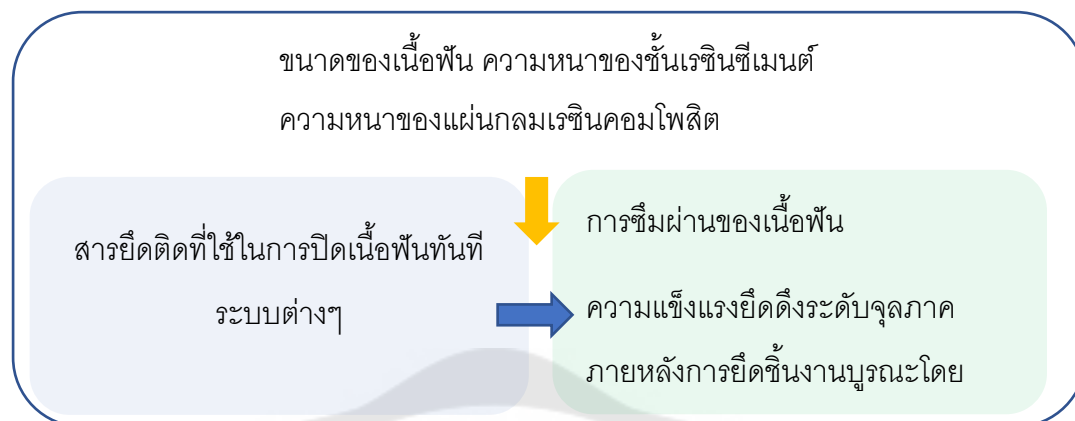
1. ตัวแปรต้น คือ สารยึดติดที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีระบบต่างๆ
2. ตัวแปรตาม คือ การซึมผ่านของเนื้อฟัน ความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคภายหลังการยึดชิ้นงานบูรณะโดยอ้อม
3. ตัวแปรควบคุม คือ ขนาดของเนื้อฟัน ความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์ ความหนาของแผ่นกลมเรซินคอมโพสิต

นิยามศัพท์เฉพาะ

การปิดเนื้อฟันทันที (Immediate dentin sealing) หมายถึง การใช้สารยึดติดทางทันตกรรมทาบนเนื้อฟันที่ผ่านการกรอแต่งโดยทันที ก่อนขั้นตอนการพิมพ์ปากในการทำวัสดุบูรณะโดยอ้อม เพื่อลดภาวะเสียวฟันขณะใส่วัสดุบูรณะชั่วคราว และเพิ่มความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะโดยอ้อม

การซึมผ่านของเนื้อฟัน (dentin permeability) หมายถึง การยอมให้ของเหลวภายในท่อเนื้อฟันเคลื่อนที่ผ่านผิวของเนื้อฟัน

กรอบแนวคิดวิจัย



ภาพประกอบ 1 แสดงกรอบแนวคิดวิจัย

สมมติฐานการวิจัย

1. สมมติฐานหลัก : การซึมผ่านของเนื้อฟันเมื่อได้รับการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆไม่มีความแตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : การซึมผ่านของเนื้อฟันเมื่อได้รับการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆมีความแตกต่างกัน

2. สมมติฐานหลัก : ความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ภายหลังการยัดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อมในฟันที่ได้รับการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆไม่มีความแตกต่างกัน

สมมติฐานรอง : ความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ภายหลังการยัดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อมในฟันที่ได้รับการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆมีความแตกต่างกัน

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

อาการเสียวฟัน (Tooth sensitivity)

อาการเสียวฟัน เป็นปัญหาที่มักพบได้บ่อยว่าเป็นสาเหตุซึ่งทำให้ผู้ป่วยมาพบทันตแพทย์ อาการเสียวฟันหมายถึง อาการเจ็บแปลบในช่วงเวลาสั้นๆ ซึ่งเกิดจากการตอบสนองของเนื้อฟันที่เปิดเผย (exposed dentin) ต่อสิ่งกระตุ้น โดยไม่ได้เกิดจากความผิดปกติหรือโรคอื่นๆ ของฟัน สิ่งกระตุ้นอาการเสียวฟันได้แก่ การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ การเป่าลม สารเคมี สิ่งกระตุ้นเชิงกล เช่นการแปรงฟัน การใช้เครื่องมือปลายแหลมลากไปตามเนื้อฟันส่วนที่เปิดเผย (probing) หรือสารละลายความเข้มข้นสูง (osmotic stimuli) เช่น น้ำหวาน เป็นต้น

กลไกการเกิดอาการเสียวฟันสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ทฤษฎี ได้แก่

1. ทฤษฎีการกระตุ้นโดยตรงที่ปลายเส้นประสาท (Direct innervation theory)

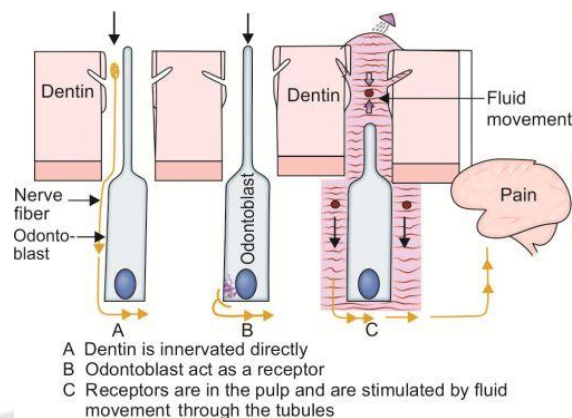
ทฤษฎีนี้เชื่อว่าสิ่งกระตุ้นต่างๆ จะถูกส่งผ่านเนื้อฟันโดยตรงผ่านทางปลายประสาท (nerve ending) ที่อยู่ภายในท่อเนื้อฟัน(7) และส่งสัญญาณกระแสประสาทไปยังเส้นประสาทสมองคู่ที่ 5 และแปลผลที่สมองตามลำดับ อย่างไรก็ตามทฤษฎีนี้ได้ถูกยกเลิกไปเนื่องจากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนพบว่าเส้นใยประสาทจะแทรกซึมอยู่ภายในท่อเนื้อฟันไม่เกิน 100 ไมโครเมตรเท่านั้น(8)

2. ทฤษฎีการรับสิ่งกระตุ้นโดยเซลล์โอดอนโตบลาสต์ (Odontoblastic transducer theory)

ทฤษฎีนี้เชื่อว่าเซลล์โอดอนโตบลาสต์ทำหน้าที่เป็นตัวรับ (receptor) ทำให้เกิดการนำกระแสประสาทขึ้น อย่างไรก็ตามยังไม่มีหลักฐานที่แสดงให้เห็นการเชื่อมต่อระหว่างเซลล์โอดอนโตบลาสต์กับปลายประสาทรับความรู้สึก

3. ทฤษฎีไฮโดรไดนามิก(9) (Hydrodynamic theory)

เป็นทฤษฎีที่ได้รับการยอมรับมากที่สุดในปัจจุบัน นำเสนอโดยโดย Brännström ซึ่งอธิบายว่าเมื่อฟันได้รับสิ่งกระตุ้นจะก่อให้เกิดการเคลื่อนไหลของของเหลวในท่อเนื้อฟัน ส่งผลให้เกิดการกระตุ้นปลายประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวดที่อยู่ปลายท่อเนื้อฟันทางด้านโพรงประสาทฟัน



ภาพประกอบ 2 แสดงกลไกการเกิดอาการเสียวฟัน

ที่มา : Pashley, David H. "Mechanisms of dentin sensitivity." (10)

แนวทางการแก้ไขอาการเสียวฟัน

จากหลักการพื้นฐานของของกลไกการเกิดอาการเสียวฟันตามทฤษฎีไฮโดรไดนามิก ทำให้สามารถแบ่งแนวทางการแก้ไขอาการเสียวฟันได้เป็น 2 แนวทาง ดังนี้

1. ลดความสามารถของเส้นประสาทรับความรู้สึกในการตอบสนองต่อสิ่งกระตุ้น ได้แก่ การใช้สารเคมี เช่นโพแทสเซียม (Potassium)
2. ลดการเคลื่อนไหวของของเหลวในท่อเนื้อฟัน โดยการอุดปิดท่อเนื้อฟันที่เปิดออก เช่น การใช้สตรอนเชียม (Strontium) สแตนเนสฟลูออไรด์ (Stannous fluoride) ออกซาเลต (Oxalate) กลูตารัลดีไฮด์ (Glutaraldehyde) รวมถึงสารยึดติดต่างๆ (Adhesive agents) เป็นต้น

ระบบสารยึดติดทางทันตกรรม (Dental adhesive systems)

ระบบเอตซ์แอนดรีนซ์

สารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรีนซ์เป็นระบบสารยึดติดที่เก่าแก่ที่สุดในการพัฒนาสารยึดติด ระบบเอตซ์แอนดรีนซ์แบบ 3 ขั้นตอนได้ถูกนำเสนอในต้น ค.ศ.1990 (11) ซึ่งประกอบด้วย ขั้นตอนการใช้กรดกัด (acid etching), การทาไพรเมอร์ (priming) และการทาสารบอนด์ติง (adhesive bonding) ขั้นตอนแรกของระบบเอตซ์แอนดรีนซ์จะเริ่มด้วยการใช้กรดกัด ตามด้วยการล้างน้ำ ซึ่งส่งผลให้เกิดการกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer) และสเมียร์พ러그 (smear plug) อย่างสมบูรณ์ ในการยึดติดกับเนื้อฟันมีความท้าทายมากกว่าการยึดติดกับเคลือบฟันเนื่องจาก

โครงสร้างและส่วนประกอบของเนื้อฟันที่มีความซับซ้อนกว่าเคลือบฟัน ส่งผลให้เทคนิคเอตซ์แอนดรีนซ์มีความไวของขั้นตอนการทำงาน (technique sensitive) (12) การใช้กรดกัดทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุ (demineralization) พร้อมทั้งเกิดการเผยออกของโครงข่ายเส้นใยคอลลาเจน ซึ่งแทบจะไม่มีส่วนของไฮดรอกซีอะพาไทต์เหลืออยู่ (13) ขั้นตอนต่อมาคือการทาสารไพรเมอร์ที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ที่มีคุณสมบัติชอบน้ำ เช่น ไฮดรอกซีเอทิลเมทาไครเลต (Hydroxyethyl methacrylate (HEMA)) ซึ่งละลายอยู่ในตัวทำละลายอินทรีย์ ได้แก่ อะซิโตน เอทานอล หรือน้ำ ในขณะที่ HEMA ทำหน้าที่เพิ่มความสามารถในการเปียก และส่งเสริมการขยายตัวคืนกลับของโครงข่ายคอลลาเจน ตัวทำละลายจะเข้าไปแทนที่น้ำจากผิวเนื้อฟัน เป็นการเตรียมโครงข่ายคอลลาเจนสำหรับการแทรกซึมของสารบอนด์ต่อไป (14) ในขั้นตอนการบอนด์ดีง เป็นการทาสารยึดติดไปบนพื้นผิวที่เตรียมไว้ ส่งผลให้เกิดการแทรกซึมของมอนอเมอร์ที่มีคุณสมบัติไม่ชอบน้ำเข้าไปทั้งในช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจน และในท่อเนื้อฟัน หลังจากนั้นมอนอเมอร์จะเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันเกิดเป็นชั้นไฮบริด (hybrid layer) ซึ่งมีการปรากฏของเรซินแท็ก (resin tag) ภายในท่อเนื้อฟันทำให้เกิดแรงยึดติดทางกลระดับจุลภาค (micromechanical lock) (15) จากสารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรีนซ์แบบ 3 ขั้นตอนแบบดั้งเดิม ได้มีการพัฒนาต่อมาเป็นแบบ 2 ขั้นตอน ซึ่งรวมไพรเมอร์ และสารบอนด์ดีงไว้ในสารละลายเดียวกัน แต่พบว่าความสามารถในการแทรกซึมเนื้อฟันกลับลดลง เกิดเป็นชั้นไฮบริดที่ไม่เหมาะสมเมื่อเทียบกับระบบแบบ 3 ขั้นตอน (16) ยิ่งไปกว่านั้น ด้วยคุณสมบัติของสารยึดติดที่มีความชอบน้ำ ส่งผลให้มีแนวโน้มที่จะดูดซึมน้ำ และเกิดการย่อยสลายโดยน้ำตามมามากขึ้น สารละลายที่ใช้ในสารยึดติดชนิดนี้ยังระเหยได้ยาก และมักเกิดการติดอยู่ภายในชั้นสารยึดติดภายหลังการเกิดพอลิเมอไรเซชัน (17) ดังนั้นเทคนิคเอตซ์แอนดรีนซ์จึงถือเป็นเทคนิคที่มีความไวของขั้นตอนการทำงานสูง และต้องใช้ความระมัดระวัง เพราะหากเป่าลมจนเนื้อฟันแห้งเกินไป (over-dried dentin) จะส่งผลให้เกิดการยุบตัวของเส้นใยคอลลาเจน ทำให้มอนอเมอร์แทรกซึมเข้าไประหว่างเส้นใยเกิดเป็นชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ได้น้อยลง ในกรณีที่เนื้อฟันมีความเปียกเกินไป (over-wet dentin) ส่งผลให้เกิดการแยกเฟสระหว่างส่วนที่ไม่ชอบน้ำ และส่วนที่ชอบน้ำของแอตชีฟ เกิดเป็นฟองอากาศอยู่ในรอยต่อระหว่างเรซินกับเนื้อฟัน (18) นอกจากนี้ การที่มีความชื้นที่สูงเกินไปจะทำให้เกิดการพอลิเมอไรเซชันที่ไม่สมบูรณ์ และมีการดูดซึมน้ำภายในชั้นไฮบริด ส่งผลเสียต่อคุณสมบัติทางกลของชั้นไฮบริด ทำให้เกิดการเสื่อมสลายได้เร็วขึ้น (19) ดังนั้นจึงควรเป่าลมเบาๆจนเคลือบฟันปรากฏเป็นลักษณะขาวขุ่น และเนื้อฟันเปลี่ยนจากมันวาวเป็นสีทึบ (20) ถึงแม้ว่าสารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรีนซ์ยังคงถูกยกให้เป็นมาตรฐานอ้างอิง (gold standard) ในการยึดติดทางทันตกรรม

และถูกใช้มาอย่างยาวนาน มีผลทางคลินิกในระยะยาวที่น่าพอใจ แต่ยังคงพบปัญหาการรั่วซึมระดับนาโน (nanoleakage) อยู่ (21) ซึ่งส่งผลเสียต่อการยึดติด โดยเฉพาะในแง่ของความคงทน (22) ดังนั้นจึงเกิดแนวโน้มในการพัฒนาวัสดุชนิดเซลฟ์เอตซ์ในระยะต่อมา (23)

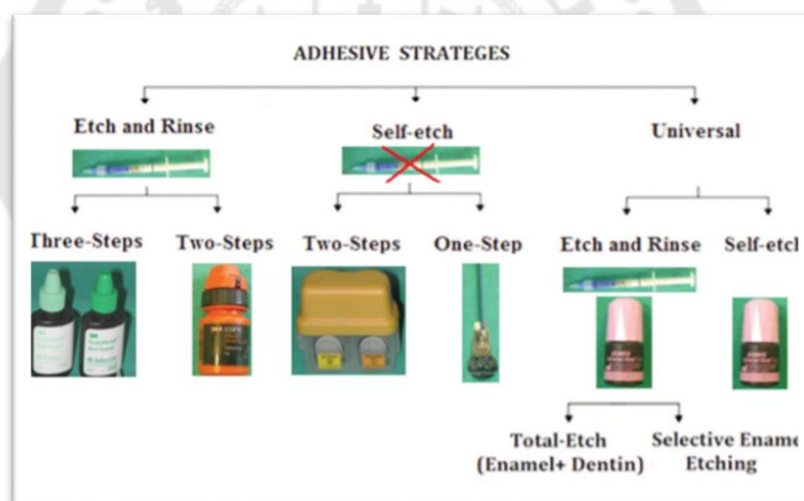
ระบบเซลฟ์เอตซ์

ระบบเซลฟ์เอตซ์ได้ถูกแนะนำในการแก้ปัญหาความไวของขั้นตอนการควบคุมความชื้นของระบบเอตซ์แอนดรินซ์ ง่ายต่อการใช้งานทางคลินิก และลดเวลาการทำงานลง (24) เนื่องจากตัดขั้นตอนการใช้กรดกัดออกไปจากการมีมอนอเมอร์ที่มีฤทธิ์เป็นกรด (acidic monomer) เป็นส่วนประกอบ ระบบเซลฟ์เอตซ์จะใช้การปรับชั้นสเมียร์ที่ปกคลุมเนื้อฟัน ระบบนี้มีการอ้างว่าช่วยลดการเกิดอาการเสียวฟันหลังการบูรณะ (post-operative hypersensitivity) ได้ เนื่องจากมีการคงเหลือสเมียร์ลึกลง ท่อเนื้อฟันที่เผยออกจึงน้อยลง และมีการเคลื่อนที่ของของเหลวผ่านท่อเนื้อฟันน้อยกว่าระบบเอตซ์แอนดรินซ์ แต่ระบบนี้มีข้อเสียคือ ความสามารถในการกัดเคลือบฟันที่ไม่เพียงพอจากการที่มีฤทธิ์เป็นกรดลดลง (25) ระบบเซลฟ์เอตซ์แบ่งประเภทตามขั้นตอนการทำงานได้เป็นแบบ 2 ขั้นตอน และแบบหนึ่งขั้นตอน ขึ้นอยู่กับเซลฟ์เอตซ์ไพรเมอร์ และเรซินบอนด์ติงว่าจะใช้แยกจากกัน หรือรวมด้วยกันในสารละลายเดียว ระบบเซลฟ์เอตซ์แบบสองขั้นตอนจะประกอบด้วย 2 องค์ประกอบแยกจากกัน โดยชุดแรกประกอบด้วยไพรเมอร์ และกรด และชุดที่สองจะเป็นส่วนของเรซินที่มีความไม่ชอบน้ำ (hydrophobic bond resin) เซลฟ์เอตซ์ไพรเมอร์จะใช้สำหรับปรับสภาพผิวฟัน ตามด้วยการทาเรซินบอนด์ติงที่มีความไม่ชอบน้ำ (26) เซลฟ์เอตซ์ไพรเมอร์เป็นสารละลายกรดที่มีไวนิลมอนอเมอร์ต่างๆเป็นส่วนประกอบซึ่งสามารถละลายแร่ธาตุ และแทรกซึมเนื้อฟันได้พร้อมกัน เมื่อเรซินบอนด์ติงเกิดการบ่มตัวด้วยแสงจะเกิดการยึดติดระหว่างฟันและวัสดุบูรณะที่จะใช้ภายหลัง ระบบเซลฟ์เอตซ์แบบขั้นตอนเดียวได้ถูกพัฒนาต่อมาโดยการรวมหน้าที่ของเซลฟ์เอตซ์ไพรเมอร์ และเรซินบอนด์ติงเข้าไว้ด้วยกัน ระบบเซลฟ์เอตซ์แบบขั้นตอนเดียวนี้สามารถแบ่งย่อยได้อีกเป็นแบบ 2 ส่วน และแบบ 1 ส่วน ระบบเซลฟ์เอตซ์ขั้นตอนเดียวแบบ 2 ส่วนจะมีการแยกส่วนของมอนอเมอร์ทำงานออกมาจากน้ำ ทำให้มีอายุการใช้งานที่ยาวนานกว่า แต่ต้องอาศัยการผสมทั้งสองส่วนที่เพียงพอ เซลฟ์เอตซ์ขั้นตอนเดียวแบบ 1 ส่วนถือเป็นสารยึดติดแบบชุดเดียว หรือออลอินวัน (all-in-one) อย่างแท้จริง เนื่องจากมีการรวมขั้นตอนการปรับสภาพฟัน การใช้ไพรเมอร์ และการทาเรซินบอนด์ติงเข้าไว้ด้วยกันโดยไม่ต้องมีการผสม (26) สารยึดติดระบบนี้มีการรวมมอนอเมอร์ทำงานที่มีฤทธิ์เป็นกรด, มอนอเมอร์ที่มีความชอบน้ำ, ฟิลเลอร์, น้ำ และตัวทำละลายต่างๆ, ส่วนประกอบเรซิน, สารยับยั้งแสงสำหรับการยึดติดไว้ในสารละลายเดียว ระบบเซลฟ์เอตซ์แบบขั้นตอนเดียวอาศัยน้ำเป็นตัวทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนของ

มอนอเมอร์ทำงานที่มีฤทธิ์เป็นกรด และเติมตัวทำละลายอินทรีย์เข้าไปเพื่อให้เกิดการรวมกันของ ส่วนประกอบที่ชอบน้ำและไม่ชอบน้ำ(26) การที่มีน้ำ และมอนอเมอร์ทำงานที่มีฤทธิ์เป็นกรดส่งผล ให้ระบบเซลฟ์เอตช์แบบขั้นตอนเดียวมีความคงทนของการยึดติดที่ต่ำลง อย่างไรก็ตามข้อเสีย หลักของสารยึดติดระบบนี้เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติชอบน้ำที่มากเกินไป ทำให้ชั้นสารยึดติดมีสถานะ เป็นเยื่อเลือกผ่าน (semi-permeable membranes) เพิ่มแนวโน้มดึงน้ำจากเนื้อฟันที่อยู่ข้างใต้(27) นอกจากนี้จะส่งผลให้ความแข็งแรงยึดติดระหว่างวัสดุบูรณะ และเนื้อฟันลดลงแล้ว(28) การซึมผ่าน ของชั้นสารยึดติดนี้จะก่อให้เกิดการแยกสลายด้วยน้ำของเรซินพอลิเมอร์ และเกิดการเสื่อมสภาพ ของการยึดติดเมื่อเวลาผ่านไป(29)

ระบบยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟ

ยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟเป็นสารยึดติดระบบใหม่ที่มีการใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 2011 สามารถ ใช้ได้หลากหลายรูปแบบ ทั้งแบบเซลฟ์เอตช์, เอตช์แอนดรินซ์ หรือซีเล็คทีฟเอตช์ที่ใช้เซลฟ์เอตช์ แอดฮีซีฟบนเนื้อฟัน และเอตช์แอนดรินซ์แอดฮีซีฟบนเคลือบฟัน

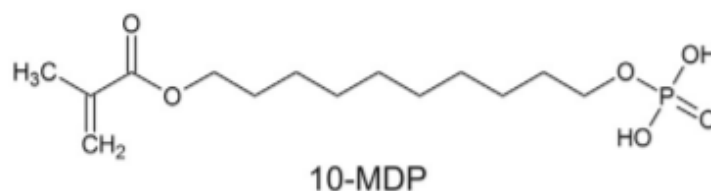


ภาพประกอบ 3 แสดงระบบสารยึดติดทางทันตกรรม

ที่มา: SOFAN, Eshrak, et al. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. (30)

ยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟมีการใส่มอนอเมอร์กลุ่มทำงาน (functional monomer) เช่น เท็น เอ็มดีพี (10-MDP) ซึ่งเป็นมอนอเมอร์กลุ่มทำงานที่ได้รับการยอมรับว่ามีประสิทธิภาพที่ดีในการยึดติดกับโครงสร้างฟัน และมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายในปัจจุบัน หมู่ฟอสเฟตในมอนอเมอร์กลุ่ม

ทำงานเห็นเอมดีพีสามารถทำให้เกิดการละลายแร่ธาตุเพียงเล็กน้อย พร้อมกับเกิดการยึดติดทางเคมีกับแคลเซียมในไฮดรอกซีอะพาไทต์ เกิดเป็นเกลือแคลเซียมที่มีความคงตัวสูง การละลายตัวต่ำช่วยส่งเสริมการยึดติดกับโครงสร้างฟัน นอกจากนี้สามารถเกิดพันธะเคมีกับแคลเซียมในเคลือบฟันและเนื้อฟันแล้ว ยังสามารถเกิดพันธะทางเคมีกับออกไซด์ของโลหะไม่มีค่า (base metal) และออกไซด์ของเซอร์โคเนีย (Zirconia) ได้อีกด้วย



ภาพประกอบ 4 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเห็นเอมดีพี

ที่มา: TIAN, Fu-cong, et al. Effect of nanolayering of calcium salts of phosphoric acid ester monomers on the durability of resin-dentin bonds. (31)

นอกจากนี้บางบริษัทผู้ผลิตมีการเติมสารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent) ซึ่งสามารถเกิดพันธะเคมีกับกลาสเซรามิก (glass ceramic) หรือการใส่มอนอเมอร์ที่มีกลุ่มซัลเฟอร์เป็นองค์ประกอบ ทำให้สามารถเกิดพันธะเคมีกับโลหะมีค่า (noble metal) ได้

จากการศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟต่อการยึดติดกับเนื้อฟัน พบว่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคเมื่อใช้เป็นระบบเอตซ์แอนดรินซ์ หรือเซลฟ์เอตซ์ไม่มีความแตกต่างกัน (ยกเว้นกรณีที่ใช้สารยึดติดมีค่าความเป็นกรดน้อย การใช้กรดกัดก่อนจะสามารถเพิ่มความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคได้) (32) ทั้งนี้เมื่อดูการศึกษาในเรื่องการรั่วซึมระดับนาโน หรือการติดตามผลในระยะยาว พบว่าการใช้ในระบบเอตซ์แอนดรินซ์ จะมีการรั่วซึม และการลดลงของค่าแรงยึดติดที่มากกว่าการใช้ในระบบเซลฟ์เอตซ์ (33)

การปิดเนื้อฟันทันที (Immediate dentin sealing)

การใช้สารยึดติดในการปิดเนื้อฟันทันทีเริ่มต้นขึ้นในปี ค.ศ. 1992 โดย Magne และคณะ โดยการใช้สารยึดติดทางทันตกรรมเคลือบปิดเนื้อฟันที่ผ่านการกรอแต่งใหม่ ๆ เพื่อเพิ่มความสำเร็จในการบูรณะฟันโดยอ้อม ยกตัวอย่างเช่น อุดฝัง (inlay) อุดครอบ (onlay) วีเนียร์ (veneer) และงานทันตกรรมประดิษฐ์ติดแน่น (fixed prostheses) อื่นๆ การใช้สารยึดติดเพื่อปิดเนื้อฟันทันทีหลัง

การกรอแต่งพื้นจะช่วยป้องกันการปนเปื้อนต่างๆ และป้องกันการยุบตัวของโครงข่ายคอลลาเจนของเนื้อฟันในระหว่างกระบวนการยึดขึ้นงานบูรณะโดยอ้อม นอกจากนี้ยังช่วยเพิ่มความแข็งแรงยึดติด การยึดอยู่ และลดการรั่วซึมตามขอบของขึ้นงาน

เทคนิคการปิดเนื้อฟันทันทีตั้งอยู่บนหลักการสำคัญ 4 ข้อ(34)ได้แก่

1. เฉพาะเนื้อฟันที่ผ่านการกรอตัดใหม่ ไม่มีการปนเปื้อนเท่านั้นที่จะเป็นพื้นผิวที่ให้ค่าแรงยึดติดที่สูงที่สุด หากมีการปนเปื้อนกับวัสดุชั่วคราวจะส่งผลให้ค่าแรงยึดติดลดลง (35) (36)
2. หากสารยึดติด และเรซินซีเมนต์มีการเกิดพอลิเมอร์ไรเซชันด้วยแสงพร้อมกัน ขึ้นไฮบริดอาจเกิดการยุบตัวเนื่องจากแรงเค้นจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน หรือแรงกดจากการใส่ขึ้นงาน ดังนั้นการฉายแสงแก่สารยึดติดก่อนช่วยให้ค่าแรงยึดติดสูงขึ้น
3. การปิดเนื้อฟันทันทีทำให้เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันที่สมบูรณ์ในสถานะที่ปลดปล่อยแรงกด และแรงหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซินซีเมนต์
4. การปิดเนื้อฟันทันทีลดการซึมผ่านของของเหลว และแบคทีเรีย

ประโยชน์ทางคลินิกของการปิดเนื้อฟันทันที ได้แก่

1. ผู้ป่วยรู้สึกสบายในระหว่างการใส่วัสดุชั่วคราว ลดความจำเป็นในการใส่ยาชาในวันที่มาใส่ขึ้นงาน และลดอาการเสียวฟันหลังจากการยึดขึ้นงาน
 2. เพิ่มแรงยึดติดและการยึดอยู่ของขึ้นงาน โดยเฉพาะพื้นหลักที่กรอแต่งสอบเกินไป ร่วมกับมีความสูงของตัวฟันน้อย
 3. เนื่องจากเนื้อฟัน และเคลือบฟันมีลักษณะเฉพาะที่ต้องการความชื้นสำหรับการยึดติดที่แตกต่างกัน การปรับสภาพพื้นผิวแยกกันจะให้ประสิทธิภาพการยึดติดโดยรวมสูงที่สุด
- ขั้นตอนในการปิดเนื้อฟันทันที(4) (37)

1. ภายหลังจากการกรอแต่งพื้นหลักต้องแยกความแตกต่างระหว่างเนื้อฟัน และเคลือบฟันก่อน ด้วยการใช้กรดฟอสฟอริกทำให้ทั่วพื้นผิวเป็นเวลา 2-3 วินาที จากนั้นล้างน้ำออก และเป่าลมให้แห้ง จะพบเนื้อฟันมีลักษณะมันเงา ส่วนเคลือบฟันมีลักษณะขาวขุ่น
2. ทำการปิดเนื้อฟันทันที โดยปรับสภาพเฉพาะส่วนผิวเนื้อฟันตามระบบสารยึดติดที่ใช้ งาน เช่น ระบบเอตซ์แอนด์รินซ์ หรือระบบเซลเอตซ์ และฉายแสงตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ
3. ลดการเกิดชั้นของสารยึดติดที่มีการเกิดปฏิกิริยาที่ไม่สมบูรณ์เนื่องจากถูกยับยั้งโดยออกซิเจน (oxygen- inhibited layer) บนผิวของเนื้อฟันที่ถูกเคลือบด้วยสารยึดติดแล้ว โดยใช้กลีเซอรินเจล (glycerin gel) ทาให้ทั่วเพื่อทำหน้าที่ปกปิดไม่ให้สัมผัสกับอากาศ (air blocking) จากนั้นฉายแสงซ้ำอีกประมาณ 10 วินาที

4. ล้างน้ำเพื่อกำจัดกลีเซอรินเจลออก

5. ตกแต่งผิวฟันเพิ่มเติม โดยใช้หัวกรอากาเพชรทำการกรอเบาๆบริเวณที่มีส่วนของสารยึดติดเกินออกไป

6. ก่อนการพิมพ์ฟันหลักด้วยวัสดุพิมพ์ปาก ทำการขัดฟันหลักด้วยผงพิวมิช (pumice) เพื่อกำจัดชั้นของสารยึดติดที่มีการเกิดปฏิกิริยาที่ไม่สมบูรณ์เนื่องจากถูกยับยั้งโดยออกซิเจนที่อาจหลงเหลืออยู่

7. ในขั้นตอนการทำขึ้นงานบูรณะฟันชั่วคราว เช่นครอบฟันชั่วคราวด้วยวัสดุอะคริลิกเรซิน ให้ใช้สารคั่นกลาง เช่น ปิโตรเลียมเจลลี่ (petroleum jelly) เพื่อป้องกันการยึดติดระหว่างสารยึดติดที่เคลือบไว้บนผิวเนื้อฟันกับอะคริลิกเรซิน

8. ก่อนการยึดขึ้นงานบูรณะฟันชั่วคราวด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดชั่วคราวจำเป็นต้องทาสารคั่นกลางเสมอ

9. ในขั้นตอนการยึดขึ้นงานด้วยเรซินซีเมนต์ ส่วนของฟันหลักให้ทำความสะอาดด้วยการขัดด้วยผงพิวมิช แล้วปรับสภาพผิวตามขั้นตอนที่ถูกต้องของระบบเรซินซีเมนต์ที่เลือกใช้ งาน ส่วนที่ขึ้นงานให้ทำการปรับสภาพตามขั้นตอนปกติ

ในการพัฒนาระบบสารยึดติดที่ผ่านมาได้มีความพยายามที่จะทำให้ระบบในการยึดติดง่ายขึ้นเพื่อลดเวลาการทำงาน และลดความไวในทางเทคนิคลง แต่อย่างไรก็ตามระบบเอตซ์แอนด์รินซ์แบบ 3 ขั้นตอนแบบดั้งเดิมยังคงได้รับการแนะนำโดย Magne ว่าเป็นระบบที่น่าเชื่อถือในระยะยาวสำหรับการปิดเนื้อฟันทันที่ มีการรายงานว่าการใช้ระบบเอตซ์แอนด์รินซ์แบบ 3 ขั้นตอน และเซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอนดีกว่าระบบขั้นตอนเดียวทั้งในแง่ของความคงทน อายุการใช้งาน และค่าความแข็งแรงยึดติด อีกทั้ง ระบบสารยึดติดแบบเดิมจะกระตุ้นเรซินเคลือบที่มีคุณสมบัติไม่ชอบน้ำ ซึ่งส่งผลดีต่อประสิทธิภาพของการปิดเนื้อฟันทันที่ ส่วนสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์แบบขั้นตอนเดียวมีแนวโน้มที่จะเกิดการเสื่อมสลายของชั้นยึดติด เนื่องจากมีความชอบน้ำมากกว่า ทำให้เกิดการแทรกซึมของของเหลวจากต่อเนื้อฟันผ่านชั้นสารยึดติด นอกจากประเภทของสารยึดติดที่ใช้แล้ว ความหนาของชั้นสารยึดติดก็เป็นสิ่งสำคัญที่ส่งผลต่อความแข็งแรงในการยึดติดเช่นกัน ควรเลือกใช้ระบบสารยึดติดที่มีวัสดุอุดแทรก (filler) เป็นส่วนประกอบ เนื่องจากชั้นสารยึดติดที่ได้จะมีความหนาที่มีความสม่ำเสมอมากกว่าการใช้สารยึดติดชนิดที่ไม่มีวัสดุอุดแทรก(38) และชั้นสารยึดติดนี้จะทำหน้าที่เป็นตัวดูดซับแรงเค้นจากการหดตัวที่เกิดจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของเรซินซีเมนต์ หรือแรงจากการใช้งาน (39) (40) และมีคำแนะนำเพิ่มเติมให้ใช้เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่

ได้เคลือบทับ หากมีการใช้สารยึดติดที่ไม่มีวัสดุอัดแทรกเป็นส่วนประกอบในการทำการปิดเนื้อฟันทันที (37)

Duarte และคณะ(41)รายงานว่าการปิดเนื้อฟันทันทีไม่ว่าจะใช้สารยึดติดระบบเอตซ์ แอนดรินซ์ หรือระบบเซลฟ์เอตซ์ ล้วนให้ค่าแรงยึดติดที่สูงกว่าการไม่ทำการปิดเนื้อฟันทันที ชัดแย้งกับ Ferreira-Filho และคณะ(42)ที่ได้ศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของสารยึดติด 4 ระบบ พบว่าไม่มีความแตกต่างของแรงยึดติดระดับจุลภาคระหว่างสารยึดติดที่ใช้ทดสอบ และกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้ทำการปิดเนื้อฟันทันทีหลังจากแช่ในน้ำเป็นเวลา 3 เดือน

ถึงแม้การศึกษาที่เปรียบเทียบประสิทธิภาพของสารยึดติดต่างระบบที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทียังมีน้อย แต่ระบบแบบดั้งเดิม (เอตซ์แอนดรินซ์แบบ 3 ขั้นตอน และเซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอน) ยังได้รับการแนะนำ เนื่องจากประสิทธิภาพทางคลินิกที่ได้รับการพิสูจน์จากการศึกษาที่ผ่านมา อย่างไรก็ตามการทำงานตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนดก็เป็นสิ่งที่สำคัญ

เรซินซีเมนต์ (Resin cement)

เรซินซีเมนต์ได้รับการแนะนำในปี ค.ศ.1970 เรซินซีเมนต์ตั้งอยู่บนพื้นฐานของการใช้เรซินมอนอเมอร์ เช่น บิสฟีนอล-เอ-ไดโกลซิไดลเมทาไครเลต (Bis-phenol-A-diglycidyl-methacrylate(Bis-GMA)) หรือหมู่เมทาไครเลตอื่นๆ ซึ่งปรับเปลี่ยนมาจากวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต ซีเมนต์ประเภทนี้จะมีปฏิกิริยาการแข็งตัวจากการเกิดพอลิเมอร์ ข้อดีของเรซินซีเมนต์คือมีความแข็งแรงบีบอัด ความแข็งแรงยึดติด และการยึดติดที่สูง มีการละลายตัวต่ำ และมีความสวยงาม(43) สมบัติเหล่านี้ทำให้เรซินซีเมนต์มักจะถูกใช้ในกรณีที่ต้องการการยึดอยู่ที่สูง หรือใช้กับวัสดุที่ต้องการความสวยงาม

เรซินซีเมนต์สามารถแบ่งประเภทตามกลไกการบ่มตัว ได้แก่ ชนิดบ่มตัวด้วยแสง ชนิดบ่มตัวเอง และชนิดบ่มร่วม เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวเอง และชนิดบ่มร่วมสามารถใช้ในการยึดชิ้นงานได้หลากหลายประเภท ส่วนเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงถูกจำกัดการใช้งานในงานพอร์ซเลนวีเนียร์ และวัสดุบูรณะกลาสเซรามิกซึ่งยอมให้แสงสามารถผ่านได้ มีรายงานว่าเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มร่วมจะมีความแข็งแรงยึดติด และความแข็งผิวระดับจุลภาค (microhardness) ลดลงหากไม่ได้มีการฉายแสง ดังนั้นหากใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มร่วมจึงควรมีการฉายแสงบริเวณขอบของวัสดุโดยรอบอย่างเพียงพอ

เรซินซีเมนต์ยังสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภทตามระบบสารยึดติด ได้แก่ เรซินซีเมนต์ระบบโททอลเอตซ์ เรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์เอตซ์ และเซลฟ์แอดฮีซีฟ ระบบโททอลเอตซ์ (เอตซ์แอนดรินซ์) ประกอบด้วย 3 ขั้นตอน ได้แก่ 1. การกัดด้วยกรดฟอสฟอริก ความเข้มข้นร้อยละ

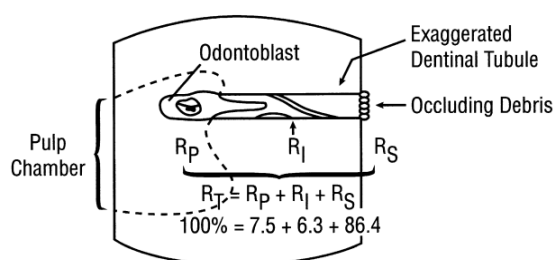
30 - 40 ล้านน้ำ และเป่าลม 2. การทาสารไฟรเมอร์ เป่าลมและทาสารบอนด์ดิ้ง หรืออาจใช้สารไฟรเมอร์และสารบอนด์ดิ้งในขั้นตอนเดียว 3. การใช้เรซินซีเมนต์ และบ่มตัว จากการศึกษาพบว่าเรซินซีเมนต์ระบบนี้ให้ค่าแรงยึดติดกับผิวฟันสูง ข้อด้อยคือ มีขั้นตอนการทำงานมาก เพิ่มโอกาสการเกิดความผิดพลาดในการทำงาน สำหรับระบบเซลฟ์เอตซ์จะใช้มอนอเมอร์ที่มีความเป็นกรดในการเตรียมผิวฟันแทนการใช้กรดฟอสฟอริก สารยึดติดอาจอยู่ในรูปขวดเดียวหรือสองขวดผสมกัน ระบบเซลฟ์เอตซ์ได้รับความนิยมเนื่องจากใช้งานง่าย มีการตัดขั้นตอนการใช้กรดกัดออกจึงช่วยลดความผิดพลาดในการทำงานและความไวทางเทคนิค จากการศึกษาพบว่าเรซินซีเมนต์ระบบนี้ให้ค่าการยึดติดค่อนข้างสูง แต่ข้อเสียคือ มีความแข็งแรงยึดติดกับเคลือบฟันที่น้อยกว่าระบบโททอลเอตซ์ เรซินซีเมนต์ระบบโททอลเอตซ์ และระบบเซลฟ์เอตซ์ถูกจัดให้เป็นเรซินซีเมนต์แบบดั้งเดิม ต่อมาได้มีการพัฒนาเรซินซีเมนต์ให้ใช้งานง่ายขึ้น ลดขั้นตอนการทำงาน เซลฟ์แอตชีฟเรซินซีเมนต์ได้ถูกแนะนำในปี ค.ศ. 2002 ผลิตภัณฑ์แรกคือ รีไลน์เอกซ์ยูนิเซ็ม (RelyX Unicem) จากบริษัท 3M ESPE ซึ่งได้มีการศึกษา และใช้งานอย่างกว้างขวาง เรซินซีเมนต์ชนิดนี้ไม่จำเป็นต้องทำการปรับสภาพพื้นผิวฟันและใช้สารยึดติดใดๆก่อนการยึดติด ดังนั้นเซลฟ์แอตชีฟเรซินซีเมนต์จึงมีความไวต่อเทคนิคการทำงานน้อยกว่าเรซินซีเมนต์แบบดั้งเดิมมาก(44)

การซึมผ่านของเนื้อฟัน (Dentin permeability)

เนื้อฟันจัดเป็นส่วนที่มีชีวิต และเป็นส่วนที่มีความไวของฟันซึ่งประกอบด้วยคอลลาเจนเมทริกซ์ (collagen matrix) ที่ภายในเต็มไปด้วยผลึกอะพาไทต์ (apatite crystallites) (45) คอลลาเจนเมทริกซ์นี้จะถูกแทรกด้วยท่อเนื้อฟัน ภายในท่อเนื้อฟันจะเต็มไปด้วยของเหลว (dentinal fluid) ภายใต้ความดันบวกเล็กน้อย (15 เซนติเมตรน้ำ) ตราบใดที่ท่อเนื้อฟันถูกปิดด้วยเคลือบฟัน และเคลือบรากฟันจะไม่เกิดการเคลื่อนไหวของของเหลวออกทางด้านนอก แต่หากเกิดการสูญเสียเคลือบฟัน และเคลือบรากฟัน ของเหลวในท่อเนื้อฟันจะสามารถซึมออกด้านนอกได้ โดยเฉพาะท่อเนื้อฟันที่มีการเปิดออก ในสภาวะนี้ท่อเนื้อฟันจึงเปรียบเสมือนทางเชื่อมระหว่างสิ่งแวดล้อมภายนอกกับภายในโพรงฟัน ท่อเนื้อฟันมีเส้นผ่านศูนย์กลางเพียงแค่ 1 ไมโครเมตร มีความยาวประมาณ 3 มิลลิเมตร ซึ่งจะช่วยลดความความเข้มข้นของสารที่เป็นอันตรายต่างๆที่เข้าสู่โพรงประสาทฟัน แต่เมื่อเนื้อฟันถูกทำให้บางลงโดยการกรอแต่งฟัน หรือจากการสึก จะส่งผลให้เนื้อฟันมีการซึมผ่านที่มากขึ้น

วิธีที่ใช้ในการวัดปริมาณการซึมผ่านของเนื้อฟันคือการวัดการนำของเหลว (hydraulic conductance) หรือการไหลของของเหลวผ่านท่อเนื้อฟัน การนำของเหลวของท่อเนื้อฟันมีค่าแปรผกผันกับความยาว และมีค่ายกกำลังสี่ของรัศมีท่อเนื้อฟัน(2) ตามทฤษฎีไฮโดรไดนามิกของ

การเกิดอาการเสียวฟัน เมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของของเหลวในท่อนเนื้อฟันจะกระตุ้นปลายประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวดทำให้เกิดอาการเสียวฟัน หากเนื้อฟันถูกทำให้บางลงจากการกรอแต่งฟัน จะส่งผลให้ท่อนเนื้อฟันสั้นลง และมีการนำของเหลวที่มากกว่าเนื้อฟันที่หนา เนื้อฟันที่บางจึงมีโอกาสเกิดอาการเสียวฟันได้มากกว่าเนื้อฟันที่หนา อย่างไรก็ตามเนื้อฟันมีความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวภายในท่อนเนื้อฟัน โดยเนื้อฟันที่หนามีความต้านทานบริเวณพื้นผิวจากการที่มีชั้นสเมียร์ และสเมียร์พลัค ซึ่งนับเป็น 86 เปอร์เซ็นต์ของความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวทั้งหมด ส่วนเรซินแทรกในเนื้อฟันที่ได้รับการยึดติดจะให้ความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวเทียบเท่ากับชั้นสเมียร์ และสเมียร์พลัค แต่จะมีความคงทนต่อกรดซึ่งแตกต่างจากชั้นสเมียร์ และสเมียร์พลัค นอกจากนี้ยังมีความต้านทานของโพรงประสาทฟันจากการที่มีเซลล์สร้างเนื้อฟัน (odontoblasts) และส่วนยื่นของเซลล์ ซึ่งคิดเป็น 7.5 เปอร์เซ็นต์ของความต้านทานทั้งหมด และความต้านทานภายในท่อนเนื้อฟันจากการที่มีเส้นใยคอลลาเจน และแร่ธาตุ คิดเป็น 6 เปอร์เซ็นต์ของความต้านทานทั้งหมด เนื้อฟันที่ถูกกัดด้วยกรด หรือมีการสูญเสียชั้นสเมียร์ สเมียร์พลัคจะไม่มี ความต้านทานบริเวณพื้นผิว เหลือเพียงความต้านทานภายในท่อนเนื้อฟัน และความต้านทานของโพรงประสาทฟัน ในโพรงฟันส่วนลึกซึ่งเหลือความหนาของเนื้อฟันเพียงเล็กน้อยจะมีท่อนเนื้อฟันที่สั้นส่งผลให้ความต้านทานภายในท่อนเนื้อฟันต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวลดลง เพิ่มโอกาสการเกิดอาการเสียวฟันซึ่งจำเป็นต้องได้รับการปิดด้วยสารยึดติด



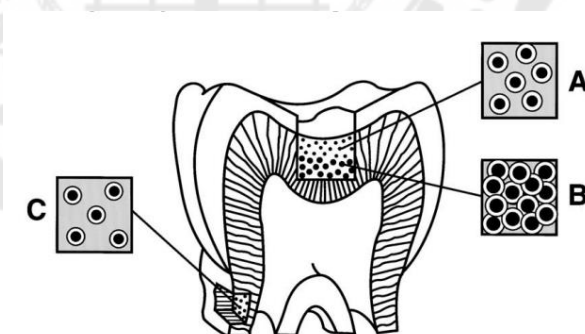
ภาพประกอบ 5 แสดงความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของของเหลวผ่านเนื้อฟัน

ที่มา : Pashley, David H., et al. "The effects of dentin permeability on restorative dentistry."(46)

การซึมผ่านของเนื้อฟันจะมีค่าไม่เท่ากันตลอดทั้งซี่ฟัน เนื่องจากความหนาแน่นของท่อนเนื้อฟันในแต่ละส่วนของฟันไม่เท่ากัน เนื้อฟันส่วนที่อยู่ใต้ต่อส่วนเชื่อมเคลือบฟันและเนื้อฟัน

(dentoenamel junction) มีความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันประมาณ 1,500 ถึง 1,900 ท่อต่อตารางมิลลิเมตร มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.8 ไมโครเมตร ในขณะที่เนื้อฟันส่วนที่อยู่ใกล้โพรงประสาทฟันมีความหนาแน่นของท่อเนื้อฟัน 4,500 ท่อต่อตารางมิลลิเมตร มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 ไมโครเมตร เมื่อเปรียบเทียบองค์ประกอบของเนื้อฟันส่วนที่เป็นน้ำพบว่าเนื้อฟันบริเวณผิวนอกมีน้ำอยู่เพียง 1 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่เนื้อฟันบริเวณใกล้โพรงประสาทฟันมีน้ำอยู่ 22 เปอร์เซ็นต์(47) ดังนั้นเนื้อฟันบริเวณผิวนอกจึงมีความแตกต่างจากเนื้อฟันส่วนลึกค่อนข้างมาก นอกจากนี้ชั้นไฮบริดในเนื้อฟันบริเวณผิวนอกแทบจะไม่พบเรซินแท็กส์ ในขณะที่ชั้นไฮบริดในเนื้อฟันส่วนลึกพบเรซินแท็กส์ประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์

เนื้อฟันบริเวณใกล้กับส่วนยอดเนื้อเยื่อใน (pulp horn) จะมีการซึมผ่านที่มากกว่าเนื้อฟันที่อยู่ถัดออกมา เนื่องจากท่อเนื้อฟันบริเวณใกล้ต่อส่วนยอดเนื้อเยื่อในมีความหนาแน่น และเส้นผ่านศูนย์กลางที่มากที่สุด ในโพรงฟันประเภทที่ 2 เนื้อฟันตามแกน (axial dentin) จะมีการซึมผ่านที่มากกว่าพื้นเนื้อเยื่อใน (pulpal floor) เนื้อฟันส่วนรากฟันจะมีการซึมผ่านที่น้อยกว่าเนื้อฟันส่วนตัวฟัน เนื่องจากมีความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันน้อยกว่า เนื้อฟันได้รอยโรคฟันผุ หรือเนื้อฟันกระด้าง (sclerotic dentin) จะมีการซึมผ่านน้อยกว่าเนื้อฟันปกติมาก เนื่องจากภายในท่อเนื้อฟันจะเต็มไปด้วยผลึกแร่ธาตุ(46)



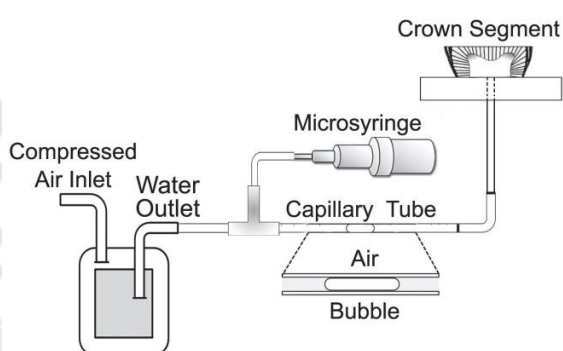
ภาพประกอบ 6 แสดงความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันบริเวณต่างๆภายในตัวฟัน

ที่มา : Pashley, David H., et al. "The effects of dentin permeability on restorative dentistry."(46)

วิธีที่ใช้ทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน(48) ได้แก่

1. การใช้หลอดคาปิลลารีร่วมกับประเมนด้วยสายตา

เครื่องมือที่ใช้ในการวัดประกอบด้วยหลอดแก้วคาปิลลารีซึ่งเชื่อมระหว่างตัวอย่างทดลอง และแหล่งให้ของเหลว ภายในหลอดแก้วจะบรรจุฟองอากาศโดยการเคลื่อนที่ของฟองอากาศตามหลอดแก้วไปสู่ตัวอย่างทดลองจะแสดงถึงการเคลื่อนที่ของของเหลว วิธีนี้เป็นวิธีที่ง่าย มีประสิทธิภาพ และราคาถูก แต่อาจมีความไม่สะดวก โดยไม่สามารถบันทึกการไหลของของเหลวได้อย่างต่อเนื่อง ทำให้ยากที่จะจำแนกความแตกต่างในแต่ละส่วนของการบันทึกได้อย่างแม่นยำ และหากเกิดการเปลี่ยนแปลงภายในระบบ จะส่งผลต่อการบันทึกเวลาที่ถูกต้องแม่นยำได้

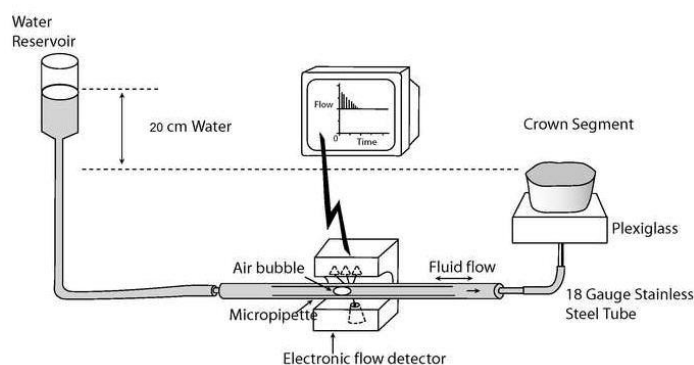


ภาพประกอบ 7 แสดงเครื่องมือที่ใช้วัดการเคลื่อนที่ของของเหลว

ที่มา : SAHIN, Cem, et al. In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. (49)

2. การใช้เครื่องมือบันทึกอัตโนมัติ (FLODEC, de Marco Engineering, Switzerland)

ใช้การตรวจจับการเคลื่อนที่ของฟองอากาศด้วยระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ติดตั้งอยู่ภายนอกหลอดแก้วคาปิลลารี วิธีนี้สามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของเหลวที่เล็กน้อย (ประมาณ 10-20 นาโนลิตร) ได้



ภาพประกอบ 8 แสดงเครื่องมือบันทึกอัตราไหล

ที่มา : Cadenaro, et al. "Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin."(50)

จากการทดลองของ De La Macorra และคณะ ในการเปรียบเทียบความแม่นยำของการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันโดยใช้สองวิธีข้างต้นพบว่าทั้งสองวิธีให้ผลลัพธ์แตกต่างเพียงเล็กน้อย และสามารถพิจารณาใช้แทนกันได้

เทคนิคการลอกลาย (Replica technique)

เทคนิคการลอกลายเป็นวิธีที่ใช้ศึกษาลักษณะรูปร่างของพื้นผิว และการซึมผ่านของเนื้อฟันในงานวิจัย โดยศึกษาจำนวน และลักษณะของหยดน้ำบนผิวเนื้อฟัน เทคนิคนี้เริ่มจากการทำแบบจำลองเชิงลบ (negative replica) ด้วยวัสดุพิมพ์ปากโพลีไวนิลซิลอกเซนชนิดความข้นหนืดต่ำ (low viscosity polyvinylsiloxane) ซึ่งจะลอกเลียนรายละเอียดต่างๆบนผิวฟัน จากนั้นจึงสร้างแบบจำลองเชิงบวก (positive replica) โดยวัสดุที่ใช้ในการทำแบบจำลองเชิงบวก ได้แก่ อีพอกซีเรซิน (epoxy resin) และพอลิอีเทอร์ (polyether) ซึ่งการใช้พอลิอีเทอร์จะมีข้อดีกว่าการใช้อีพอกซีเรซิน เนื่องจากพอลิอีเทอร์จะไม่เกิดปฏิกิริยาเคมีกับพอลิไวนิลซิลอกเซน และใช้เวลาน้อยกว่าอีพอกซีเรซินในการลอกเลียนการแทรกซึมของน้ำผ่านชั้นไฮบริด(51) หลังจากได้แบบจำลองเชิงบวกแล้วจึงนำรอยพิมพ์ที่ได้ไปส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์

เทคนิคการลอกลายทำให้ผู้วิจัยได้รับข้อมูลเชิงปริมาณ และลักษณะรูปร่างของหยดน้ำบริเวณผิวเนื้อฟัน ซึ่งมีประโยชน์ในการศึกษาในหลายกรณี ได้แก่ ผลของสารลดการเสียวฟัน ผลของการปรับสภาพผิวต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน

การทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาค (Microtensile bond strength test)

การทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาคมีการพัฒนาครั้งแรกโดย Sano และคณะในปี ค.ศ.1994 การทดสอบนี้ใช้ในการประเมินค่าแรงยึดติดระหว่างสารยึดติดกับพื้นที่ขนาดเล็กบนเนื้อเยื่อฟัน ข้อดีของการทดสอบนี้คือทำให้เกิดการกระจายความเค้นที่ดีในรอยต่อยึดติดในชั้นทดสอบชิ้นเล็กๆในระหว่างการให้แรง ดังนั้นจึงก่อให้เกิดการเชื่อมแน่นล้มเหลว (cohesive failure) ในเนื้อฟันได้น้อยกว่าการทดสอบค่าแรงยึดติดแบบทั่วไป (52) ซึ่งวิธีโดยทั่วไปจะต้องจำกัดตำแหน่งของการยึดติดที่บริเวณศูนย์กลางของด้านบดเคี้ยวหรือพื้นผิวด้านใกล้ริมฝีปากของเนื้อฟันปกติ เตรียมพื้นผิวที่ใช้ยึดติดโดยใช้เทปการที่เจาะรูเส้นผ่านศูนย์กลาง 3-4 มิลลิเมตร การทดสอบนี้จะให้ผลลัพธ์ที่ดีเมื่อค่าแรงยึดติดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันมีค่าต่ำ (10-15 MPa) แต่เมื่อมีการพัฒนาของสารยึดติด ส่งผลให้ค่าแรงยึดติดมีค่ามากขึ้นจนทำให้เกิดการเชื่อมแน่นล้มเหลวในเนื้อฟัน จึงมีความจำเป็นที่จะต้องพัฒนาให้เกิดการกระจายแรงเค้นที่ดีในระหว่างการทดสอบ เพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดการเชื่อมแน่นล้มเหลวในเนื้อฟันระหว่างการทดสอบโดยการใช้อุปกรณ์ทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาค

ข้อดีของวิธีการทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาค (53)

1. สามารถสร้างชิ้นทดสอบได้หลายชิ้นจากฟันหนึ่งซี่
2. สามารถควบคุมตำแหน่งบริเวณในฟันที่ต้องการทดสอบได้
3. เกิดการกระจายความเค้นที่ดีบริเวณรอยต่อ
4. สามารถทดสอบพื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอ และพื้นที่ที่เล็กมากๆได้
5. สามารถใช้กล้องจุลทรรศน์แบบสแกนในการวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวได้

ข้อจำกัดของวิธีการทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาค

1. มีวิธีการเตรียมชิ้นทดสอบที่ยุ่งยาก ใช้เทคนิคค่อนข้างมาก
2. หากค่าแรงยึดติดมีน้อยกว่า 5 เมกะปาสคาล จะทำการวัดค่าได้ยาก
3. สร้างชิ้นทดสอบที่มีรูปทรงสม่ำเสมอกันได้ยาก
4. ชิ้นทดสอบเกิดการเสียหายได้ง่าย
5. ชิ้นทดสอบเกิดภาวะขาดน้ำ (dehydrate) ได้ง่าย

บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์

1. สารยึดติดระบบเอนท์แอนด์วินซ์แบบ 3 ชั้นตอน : Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA)
 2. สารยึดติดระบบเซลฟ์เอนท์แบบ 2 ชั้นตอน : Clearfil SE Bond (Kuraray Medical, Okayama, Japan)
 3. ยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟ : Single bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
 4. เรซินซีเมนต์ Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental, Japan) ซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์เอนท์ และมีการบ่มตัวแบบบ่มร่วม (dual-curing)
 5. เรซินคอมโพสิต Filtek Z350 XT (Kuraray Noritake Dental, Japan) ในการทำชิ้นงานบูรณะโดยอ้อม
- โดยรายละเอียดของผลิตภัณฑ์ข้อ 1-5 จะแสดงในตารางที่ 1
6. Thymol solution ความเข้มข้นร้อยละ 0.1
 7. เครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (IsoMet 1000 precision saw, Buehler, USA)
 8. เครื่องขัดขัดโนมิตี (Nano 1000T grinder polisher, USA)
 9. กล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ (Olympus SZ61, Japan)
 10. เครื่องล้างความถี่สูง (Sonorex Digitec DT31H, Bandelin, Germany)
 11. กระดาษซิลิกอนคาไบด์ ระดับความละเอียด 600 กริท
 12. สารละลาย 0.5 M EDTA
 13. เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (LED light cure unit; SmartLite Focus, Dentsply Sirona, North Carolina, U.S.)
 14. วัสดุพิมพ์ปากโพลีไวนิลไซลิกแซน ชนิดความข้นหนืดต่ำ (President Light Body; Coltene AG, Altstätten, Switzerland)
 15. วัสดุพิมพ์ปากพอลิอีเทอร์ (Impregum Garant L Duosoft; 3M, ESPE, Germany)
 16. กาวไธยาโนอะไครเลต (cyanoacrylate glue, Model repair II blue, Dentsply, USA)

17. คาลิเปอร์แบบดิจิตอล (digital caliper, Mitutoyo CD-15C: Mitutoyo, Kawasaki, Japan)
18. ตัวควบคุมอุณหภูมิ (model1545, Sheldon Manufacturing Inc, Cornelius, USA)
19. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6610LV, JEOL Ltd., Tokyo, Japan)
20. เครื่องทดสอบแรงแบบสากล (EZ Test, Shimadzu Corp, Kyoto, Japan)

ตาราง 1 แสดงรายละเอียดผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการวิจัย

ผลิตภัณฑ์ (บริษัทผู้ผลิต)	ประเภท	ส่วนประกอบ
Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA)	Three – step etch and rinse adhesive	37.5% phosphoric acid conditioner gel Primer : HEMA, GPDM, MMEP, ethanol Bonding : HEMA, MPS, 2-hydroxy-1, 3 – propanediyl bismethacrylate, disodium hexafluorosilicate
Clearfil SE Bond (Kuraray Medical, Okayama, Japan)	Two – step self – etching adhesive	Primer: 10 – MDP, HEMA, DMA, catalyst, water Bonding: 10 – MDP, HEMA, DMA, Bis – GMA, filler, catalyst

ตาราง 3 (ต่อ)

ผลิตภัณฑ์ (บริษัทผู้ผลิต)	ประเภท	ส่วนประกอบ
Single bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Universal adhesive	10-MDP, Dimethacrylate resin, HEMA, Vitrebond Copolymer, filler, ethanol, water, initiators, silane
Panavia V5 (Kurarey Noritake Dental, Japan)	Resin cement	Tooth primer : PH 2.0 10 – MDP, original multifunctional monomer, new polymerization accelerator, HEMA, water, stabilizer Cement: Bis – GMA, TEGDEMA, aromatic multifunctional monomer, aliphatic multifunctional monomer, new chemical polymerization accelerator, di-camphor quinone, photopolymerization accelerator, surface treated barium glass, fluoroaluminosilicate glass, fine particle filler
Filtek Z350 XT (Kurarey Noritake Dental, Japan)	Resin composite	Resin: UDMA, Bis – EMA, Bis – GMA, TEGDMA, PEGDMA Filler: silica/zirconia filler (comprised of 20 nm. Silica and 4 to 11 nm. Zirconia particles)

การคัดเลือกฟันที่ใช้ในการทดลอง

ใช้ฟันกรามซี่ที่สามของมนุษย์ที่ถูกถอน จำนวน 30 ซี่ โดยฟันที่นำมาศึกษาจะต้องไม่มีพยาธิสภาพ และการบูรณะ การใช้ชิ้นส่วนเนื้อเยื่อมนุษย์ได้รับการอนุมัติโดยคณะกรรมการจริยธรรมสำหรับพิจารณาโครงการวิจัยที่ทำในมนุษย์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ รหัสโครงการวิจัย SWUEC-G-249/2566X เก็บฟันในสารละลายไทมอล (thymol solution) ความเข้มข้นร้อยละ 0.1 ที่อุณหภูมิห้อง โดยทำการทดลองหลังจากถอนฟันระยะเวลาไม่เกิน 3 เดือน

การเตรียมฟันที่ใช้ในการทดลอง

เก็บรักษาซี่ฟันตามมาตรฐานไอเอสโอ/ทีเอส 11405 (ISO/TS 11405) ก่อนที่จะนำมาทดลอง ฟันจะต้องถูกตรวจสอบโดยใช้กล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอกำลังขยาย 20 เท่า และตัดฟันที่มีตำหนิ หรือรอยร้าวออกก่อน

แบ่งฟันที่ใช้ในการทดลองโดยการสุ่มออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ซี่ ตามระบบสกรียัดติดที่ใช้ปิดเนื้อฟันทันที ได้แก่ ระบบเอดซ์แอนดรินซ์แบบ 3 ขั้นตอน, ระบบเซลฟ์เอดซ์แบบ 2 ขั้นตอน, ยูนิเวอร์แซลเอดฮีซีฟ (ในการศึกษานี้จะใช้เป็นแบบเซลฟ์เอดซ์)

ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล

ฟันแต่ละซี่จะถูกตัดแต่งโดยการกรอเคลือบฟันด้านบดเคี้ยวออกด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL) ที่มีน้ำหล่อตลอดเวลา จากนั้นตัดส่วนรากฟันบริเวณใต้ต่อส่วนเชื่อมเคลือบฟัน และเคลือบรากฟัน (cemento-enamel junction) 2 มิลลิเมตรออก และค่อยๆกำจัดเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันออก สร้างให้ผิวเนื้อฟันของฟันทุกซี่มีลักษณะมาตรฐานเหมือนกันโดยการขัดผิวเนื้อฟันด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ (SiC) ระดับความละเอียด 600 กริท โดยใช้เครื่องขัดอัตโนมัติ (NANO-1000T Polisher, Pace Technologies, USA) ภายใต้น้ำหล่อด้วยน้ำหนักกด 2 กิโลกรัมต่อตารางเซนติเมตร จนได้ความหนาของเนื้อฟันที่เหลืออย่างน้อยหนึ่งตำแหน่งวัดจากพื้นผิวไปยังจุดสูงสุดของยอดแหลมโพรงฟัน (pulpal horn) 1.0 มิลลิเมตร วัดความหนาโดยใช้คาลิเปอร์ จากนั้นนำฟันมาทำความสะอาดด้วยวิธีอัลตราโซนิกในน้ำกลั่น และซับแห้งด้วยผ้า

การศึกษานี้จะออกแบบการทดลองโดยเริ่มจากนำตัวอย่างทดลองมาทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันก่อน จากนั้นจึงตัวอย่างทดลองขึ้นเดิมาติดกับแผ่นกมลเรซินคอมโพสิตด้วยเรซินซีเมนต์และนำมาทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคต่อไป

การทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน

ยึดตัวอย่างทดลองกับบล็อกอะคริลิกที่มีรูเปิดเชื่อมกับท่อแสดงตลับ (18 G, เส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 1.27 มิลลิเมตร, เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 0.84 มิลลิเมตร) ด้วยกาวไซยาโนอะไครเลต (cyanoacrylate adhesive) ซึ่งใช้เป็นทางส่งน้ำกลั่นเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในส่วนตัวฟัน (pulp chamber) และเชื่อมต่อกับมาโนมิเตอร์ (manometer) โดยตั้งความดันไว้ที่ 20 มิลลิเมตรปรอท (mmHg) (54) แทนความดันปกติของโพรงเนื้อเยื่อในของฟันที่มีชีวิต

การทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันจะทดสอบผ่านการวัดอัตราการไหลของของเหลวโดยใช้วิธีการของ Pasley และ Depew (55) ซึ่งจะวัดการไหลของของเหลวผ่านการเคลื่อนที่ของฟองอากาศที่อยู่ภายในหลอดแก้วคาปิลลารี (เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 0.7 มิลลิเมตร) ซึ่งเชื่อมระหว่างแหล่งให้ความดัน และชิ้นส่วนตัวฟัน การวัดอัตราการไหลของของเหลวในแต่ละตัวอย่างทดลองจะวัดทั้งหมด 3 ช่วง ได้แก่ ขณะที่เนื้อฟันมีชั้นสเมียร์ปกคลุม (smear layer-covered dentin; T1) ภายหลังจากกำจัดชั้นสเมียร์ออก (smear layer-removal dentin; T2) และภายหลังจากการปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติด (resin-bonded dentin; T3) ทำการวัดช่วงละ 3 ครั้ง ในหน่วย มิลลิเมตรต่อนาที (mm./min.) แล้วนำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย

การวัดอัตราการไหลของของเหลวของเนื้อฟันขณะที่มีชั้นสเมียร์ปกคลุม (smear layer-covered dentin; T1) ทำโดยการใช้กระดาษทรายความหยาบ 600 กริท ขัดผิวของเนื้อฟันผ่านน้ำเป็นเวลา 10 วินาที สร้างเป็นชั้นสเมียร์ปกคลุมผิวเนื้อฟัน ซึ่งค่าที่วัดได้นี้จะใช้เป็นตัวเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้ภายหลังจากการทาสารยึดติด หลังจากนั้นทำการกำจัดชั้นสเมียร์โดยการปรับสภาพผิวเนื้อฟันด้วย 0.5 M EDTA (PH 7.4) เป็นเวลา 5 นาที แล้วล้างน้ำเป็นเวลา 1 นาที และทำความสะอาดในน้ำกลั่นด้วยเครื่องอัลตราโซนิก เป็นเวลา 12 นาที จากนั้นนำไปวัดอัตราการไหลของของเหลวภายหลังจากกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer-removal dentin; T2) ซึ่งจัดเป็นการซึมผ่านของเนื้อฟันที่ 100 เปอร์เซ็นต์ของฟันแต่ละซี่

หลังจากนั้นใช้กระดาษทรายความหยาบ 600 กริท ขัดผิวเนื้อฟันผ่านน้ำเป็นเวลา 10 วินาที เพื่อสร้างชั้นสเมียร์บนผิวเนื้อฟันขึ้นมาใหม่ ทำการปิดเนื้อฟันทันทีโดยปฏิบัติตามขั้นตอนที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด โดยมีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 2 ทำการฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (LED light cure unit; SmartLite Focus, Dentsply Sirona, North Carolina, U.S.) ด้วยความเข้มแสงที่ 1000 mW/cm² ที่ระยะห่าง 2 มิลลิเมตรจากพื้นผิว จากนั้นตากลิเซอรินเจล และฉายแสงเพิ่มเติมอีก 10 วินาทีเพื่อหลีกเลี่ยงชั้นของสารยึดติดที่มีการเกิดปฏิกิริยาที่ไม่สมบูรณ์ เนื่องจากถูกยับยั้งโดยออกซิเจน แล้วล้างน้ำเพื่อกำจัดกลีเซอรินเจลออก ทำการวัดอัตราการไหล

ของของเหลวผ่านชั้นไฮบริดของเนื้อฟันที่ผ่านการปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติด (resin-bonded dentin; T3) ระหว่างขั้นตอนการทาสารยึดติดขึ้นทดสอบยังคงยึดอยู่กับเครื่องมือ แต่ไม่มีการให้แรงดันเพื่อจำลองสภาพการใช้อาชาในผู้ป่วย

ตาราง 2 แสดงรายละเอียดขั้นตอนการใช้งานผลิตภัณฑ์สารยึดติดตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด

ผลิตภัณฑ์สารยึดติด	ขั้นตอนการใช้งาน
Optibond FL	1. ทากรด 35 % ฟอสฟอริก (phosphoric acid) 15 วินาที ล้างน้ำ 2 วินาที เป่าลมเบาๆ 3 วินาที 2. ทาสารไพรเมอร์แบบดูไปมา 15 วินาที เป่าลมเบาๆ 5 วินาที เพื่อระเหยตัวทำละลาย 3. ทาสารบอนด์ดิงแบบดูไปมา 15 วินาที ฉายแสง 15 วินาที
Clearfil SE Bond	1. ทาสารไพรเมอร์แบบดูไปมา 20 วินาที เป่าลมเบาๆ 5 วินาที เพื่อระเหยตัวทำละลาย 2. ทาสารบอนด์ดิงแบบดูไปมา 20 วินาที เป่าลมเบาๆ 5 วินาที ฉายแสง 15 วินาที
Single bond Universal	ทาสารยึดติดแบบดูไปมา 20 วินาที เป่าลมเบาๆ 5 วินาที เพื่อระเหยตัวทำละลาย ฉายแสง 15 วินาที

เพื่อทดแทนความแตกต่างในด้านการซึมผ่าน โครงสร้างและองค์ประกอบของเนื้อฟัน การวัดอัตราการไหลของของเหลวในตัวอย่างทดลองแต่ละชิ้นจะแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงเมื่อเทียบกับค่าที่วัดได้จากเนื้อฟันเริ่มต้นที่มีชั้นสเมียร์ปกคลุม ดังนั้นตัวอย่างทดลองแต่ละชิ้นจึงทำหน้าที่เป็นตัวควบคุม (control) ในตัวเอง

ก่อนการวัดอัตราการไหลของของเหลวผ่านชั้นไฮบริด ทำการพิมพ์ผิวเนื้อฟันเพื่อใช้อ้างอิงก่อนและหลังการให้ความดัน 20 มิลลิเมตรปรอทโดยใช้วัสดุพิมพ์ปากโพลีไวนิลซิล็อกเซน (polyvinylsiloxane: PVS) ชนิดความข้นหนืดต่ำ (President Light Body; Coltene AG, Altstätten, Switzerland) ที่มีเวลาแข็งตัว 3 นาที ก่อนการพิมพ์ กำหนดชั้นของสารยึดติดที่มีการ

เกิดปฏิกิริยาที่ไม่สมบูรณ์เนื่องจากถูกยับยั้งโดยออกซิเจนโดยใช้ก้อนสำลีเพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวน การแข็งตัวของวัสดุ หลังจากพิมพ์ด้วยโพลีไวนิลไซลอคเซนแล้ว นำรอยพิมพ์ที่ได้มาพิมพ์ด้วยวัสดุ พิมพ์ปากพอลิอีเทอร์ (Impregum Garant L Duosoft; 3M, ESPE, Germany) แบบจำลองที่ได้จากการพิมพ์จะถูกนำมาเคลือบด้วยทองและส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope; JSM-6610LV, JEOL Ltd., Tokyo, Japan) ที่ 5-10 กิโลวัตต์ บันทึกรายงานของกล้องที่เพิ่มขึ้นมาบนพื้นผิวแบบจำลองต่อพื้นที่ 20×35 ไมโครเมตร (700 ตาราง ไมโครเมตร) ที่กำลังขยาย 3,500 เท่า ซึ่งแสดงถึงหยดน้ำที่สะสมอยู่บนพื้นผิวของเนื้อฟันที่ผ่านการยัด ตัดในระหว่างการแข็งตัวของวัสดุพิมพ์ปาก

จากนั้นนำตัวอย่างทดลองแช่ในน้ำกลั่นเป็นเวลา 24 ชั่วโมงก่อนขั้นตอนการยัด ด้วยเรซินซีเมนต์

การเตรียมแผ่นกลมเรซินคอมโพสิต

เตรียมแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตหนา 4 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร โดยอุดเรซินคอมโพสิต (Filtek Z350 XT, 3M ESPE, USA) ลงในแม่แบบซิลิโคนโดยอุดที่ละชั้น ความหนาชั้นละไม่เกิน 2 มิลลิเมตร ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชั้นละ 20 วินาที โดยใช้เครื่องฉาย แสงชนิดแอลอีดี แทะชั้นงานออกจากแม่แบบซิลิโคนแล้วฉายแสงด้านที่จะยัดกับเนื้อฟันอีก 20 วินาที จากนั้นขัดผิวด้านที่จะยัดกับเนื้อฟันด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ความละเอียด 600 กริท โดยขัดผ่านน้ำเพื่อสร้างพื้นผิวที่เรียบเป็นมาตรฐานเดียวกันสำหรับการยัดชั้นงาน ทำการพ่น พื้นผิวเรซินคอมโพสิตด้วยอนุภาคอลูมิเนียมออกไซด์ (Al_2O_3) ขนาด 50 ไมโครเมตร ระยะห่าง 10 มิลลิเมตร นาน 5 วินาที ก่อนขั้นตอนการยัดชั้นงานนำแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตมาทำความสะอาด ด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิก (Sonorex Digitec DT31H, Bandelin, Germany) เป็นเวลา 2 นาที เป่าชั้นงานให้แห้งด้วยลมที่ปราศจากละอองน้ำมัน และเก็บชั้นงานในภาชนะที่มีฝาปิดมิดชิด เพื่อรอใช้ในขั้นตอนต่อไป

การยัดแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตและตัวอย่างทดลองด้วยเรซินซีเมนต์

หลังจากแช่ฟันในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมงแล้ว ทำการยัดกับแผ่นกลมเรซินคอมโพสิต ด้วยเรซินซีเมนต์ฟานาเวียไวไฟร์ตามขั้นตอนที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด โดยใช้กรดฟอสฟอริกทาที่ผิว แผ่นกลมเรซินคอมโพสิตเป็นเวลา 5 วินาที จากนั้นล้างน้ำ และเป่าแห้ง ทำการเตรียมผิวฟันโดย การทาด้วยทูไพรเมอร์เป็นเวลา 20 วินาที จากนั้นเป่าแห้ง ฉีดส่วนเพชรของเรซินซีเมนต์ลงบนแผ่น กลมเรซินคอมโพสิต และทำการยัดแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตโดยกดแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตด้วย ตุ่มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม เป็นเวลา 10 วินาที กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน จากนั้นฉายแสงทางด้านรอยต่อ ทั้ง 4 ด้านเป็นเวลา 20 วินาที เก็บชั้นงานทั้งหมดไว้ที่อุณหภูมิห้อง 25 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1

ชั่วโมง จากนั้นนำชิ้นงานเก็บในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (model1545, Sheldon Manufacturing Inc, Cornelius, USA) ที่ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนการวัดความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค

การทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค

ก่อนการตัดแบ่งตัวอย่างทดลองเป็นแท่งเหลี่ยม นำตัวอย่างทดลองมาอุดโพรงเนื้อเยื่อในด้วยเรซินคอมโพสิตก่อนเพื่อให้ได้ความยาวของแท่งเหลี่ยมหลังการตัดที่เหมาะสมสำหรับยึดกับอุปกรณ์นำแนว (jig) ทำการตัดแบ่งชิ้นตัวอย่างทดลองในแนวตั้งฉากกับผนังด้านโพรงประสาท (pulpal wall) ด้วยวงล้อกรอช้า (Isomet; Buecher, Lake Bluff, Illinois, USA) ภายใต้ น้ำหล่อจนได้เป็นแผ่นที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร จากนั้นทำการตัดแบ่งต่อในแนวตั้งฉากกับการตัดแบ่งครั้งแรกจนได้ชิ้นทดลองเป็นแท่งเหลี่ยมที่มีพื้นที่หน้าตัด 1 ตารางมิลลิเมตร ใช้ชิ้นทดลอง 6 ถึง 9 ชิ้นจากกึ่งกลางที่ฟันในการนำมาทดสอบ วัดขนาดของชิ้นทดลองแต่ละชิ้นด้วยคาลิเปอร์แบบดิจิทัล (digital caliper, Mitutoyo CD-15C: Mitutoyo, Kawasaki, Japan)

นำชิ้นทดลองมายึดกับอุปกรณ์นำแนวสำหรับทดสอบค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคด้วยกาวไซยาโนอะไครเลต (cyanoacrylate glue, Model repair II blue, Dentsply, USA) และยึดกับเครื่องทดสอบแรงแบบสากล (EZ Test, Shimadzu Corp, Kyoto, Japan) ทดสอบแรงดึงที่ความเร็วหัวจับ (cross - head speed) ที่ 1 มิลลิเมตรต่อนาทีจนกว่าชิ้นทดลองจะเกิดการแตกหัก ชิ้นทดลองที่เกิดความเสียหายในระหว่างขั้นตอนการเตรียมจะไม่ถูกนำมารวมในการวิเคราะห์ทางสถิติ บันทึกค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นทดลองหน่วยเป็นนิวตัน ทำการคำนวณโดยหารด้วยพื้นที่หน้าตัดของบริเวณยึดติดได้เป็นค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค หน่วยเมกะปาสคาล (Megapascal, $\text{newton/mm}^2 = \text{MPa}$) นำค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่ได้จากชิ้นทดลองมาหาค่าเฉลี่ยเพื่อใช้เป็นค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของฟันแต่ละซี่

พิจารณารูปแบบการแตกหักที่เกิดขึ้นโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope) ที่กำลังขยาย 80 เท่า และ 500 เท่า แบ่งรูปแบบความล้มเหลว (failure mode) ออกเป็น ความล้มเหลวในการยึดติดในชั้นเนื้อฟัน (cohesive failure in dentin), ความล้มเหลวในการยึดติดระหว่างชั้นเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน (adhesive between resin cement and dentin), ความล้มเหลวในการยึดติดแบบผสม (mixed), ความล้มเหลวในการยึดติดระหว่างเรซินคอมโพสิตและเรซินซีเมนต์ (adhesive between resin composite and resin cement) และความล้มเหลวในการยึดติดในเรซินคอมโพสิต (cohesive in resin composite)

การวิเคราะห์ข้อมูล

ทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมซิกมาพลอต (Sigmaplot) ทำการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล (Normality test) จากการทดลองด้วยการทดสอบแชปีโรวิลค์ (Shapiro-Wilk test) กำหนดระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($P < 0.05$)

การวิเคราะห์ข้อมูลการซึมผ่านของเนื้อฟัน หากข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ จะใช้สถิติพารามेटริก วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวแบบวัดซ้ำ (One Way Repeated Measures Analysis of Variance) โดยกำหนดระดับนัยสำคัญ 0.05 แต่ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ จะใช้สถิตินอนพารามेटริก วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้การทดสอบฟรیدแมน (Friedman test) และทำการทดสอบรายคู่โดยใช้การทดสอบทูกีย์ (Tukey test)

การวิเคราะห์ข้อมูลค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค หากข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ จะใช้สถิติพารามेटริก วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวแบบวัดซ้ำ โดยกำหนดระดับนัยสำคัญ 0.05 แต่ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ จะใช้สถิตินอนพารามेटริก วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้การทดสอบฟรیدแมน

บทที่ 4

ผลการศึกษา

ผลการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟัน

จากการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันพบว่าเนื้อฟันที่ถูกกัดด้วยกรดเพื่อกำจัดชั้นสเมียร์ จะมีการซึมผ่านของเนื้อฟันที่มากที่สุด ส่วนเนื้อฟันที่ผ่านการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดทุกกลุ่มจะมีการซึมผ่านของเนื้อฟันที่น้อยที่สุด และมีการซึมผ่านที่น้อยกว่าเนื้อฟันที่มีชั้นสเมียร์ปกคลุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตาราง 3 แสดงข้อมูลการซึมผ่านของเนื้อฟันของกลุ่มสารยึดติด ซึ่งแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ของการซึมผ่านที่มากที่สุด (100 %) ในเนื้อฟันที่ผ่านการกัดด้วยEDTA

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
All groups (T2)	10	0	100.000	0.000	0.000
OP (T1)	10	0	61.879	22.047	6.972
OP (T3)	10	0	21.888	12.977	4.104
CSE (T1)	10	0	72.702	18.718	5.919
CSE (T3)	10	0	20.510	10.912	3.451
SU (T1)	10	0	73.762	8.537	2.700
SU (T3)	10	0	15.458	11.307	3.576

ตาราง 4 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างช่วงต่างๆของการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันในทุกกลุ่มสารยึดติด

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P < 0.050
OP (T2) VS OP (T3)	78.112	7	20.076	< 0.001	Yes
OP (T2) VS OP (T1)	38.121	7	9.798	< 0.001	Yes
CSE (T2) VS CSE (T3)	79.490	7	20.431	<0.001	Yes
CSE (T2) VS CSE (T1)	27.298	7	7.016	<0.001	Yes
SU (T2) VS SU (T3)	84.542	7	21.729	<0.001	Yes
SU (T2) VS SU (T1)	26.238	7	6.744	<0.001	Yes
SU (T1) VS SU (T3)	58.304	7	14.985	<0.001	Yes
SU (T1) VS CSE (T3)	53.253	7	13.687	<0.001	Yes

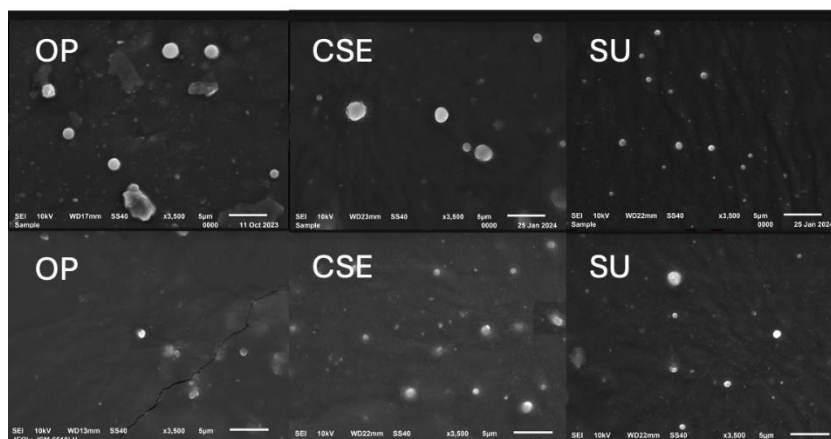
ตาราง 4 (ต่อ)

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P < 0.050
SU (T1) VS OP (T3)	51.874	7	13.333	<0.001	Yes
SU (T1) VS OP (T1)	11.883	7	3.054	0.334	No
SU (T1) VS CSE (T1)	1.061	7	0.273	1.000	No
CSE (T1) VS SU (T3)	57.243	7	14.713	<0.001	Yes
CSE (T1) VS CSE (T3)	52.192	7	13.414	<0.001	Yes
CSE (T1) VS OP (T3)	50.813	7	13.060	<0.001	Yes
CSE (T1) VS OP (T1)	10.823	7	2.782	0.447	No
OP (T1) VS SU (T3)	46.421	7	11.931	<0.001	Yes
OP (T1) VS CSE (T3)	41.369	7	10.633	<0.001	Yes
OP (T1) VS OP (T3)	39.991	7	10.278	<0.001	Yes
OP (T3) VS SU (T3)	6.430	7	1.653	0.903	No
OP (T3) VS CSE (T3)	1.379	7	0.354	1.000	No
CSE (T3) VS SU (T3)	5.051	7	1.298	0.968	No

หมายเหตุ : ออฟติบอนด์ เอฟแอล (Optibond FL) : OP, เคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์ (Clearfil SE Bond) : CSE, ซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซล (Single Bond Universal) : SU, ขณะที่เนื้อฟันมีชั้นสเมียร์ปกคลุม (smear layer-covered dentin) : T1, ภายหลังจากกำจัดชั้นสเมียร์ออก (smear layer-removal dentin) : T2, ภายหลังจากการปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติด (resin-bonded dentin) : T3

การทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

หลังจากให้ความดัน 20 มิลลิเมตรปรอทแก่ตัวอย่างทดลองและนำมาส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 3,500 เท่า พบว่า รอยพิมพ์ที่ได้จากเทคนิคการฉายของผิวเนื้อฟันที่ผ่านการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดแสดงลักษณะหยดน้ำ โดยทุกกลุ่มมีปริมาณของหยดน้ำที่ใกล้เคียงกัน



ภาพประกอบ 9 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของรอยพิมพ์ผิวพื้นที่ผ่านการปิดเนื้อฟันด้วยสารยึดติดภายใต้ความดัน 20 มิลลิเมตรปรอทโดยใช้เทคนิคคลอกลาย

โดย OP : OptiBond FL; CSE : Clearfil SE Bond; SU : Single Bond Universal

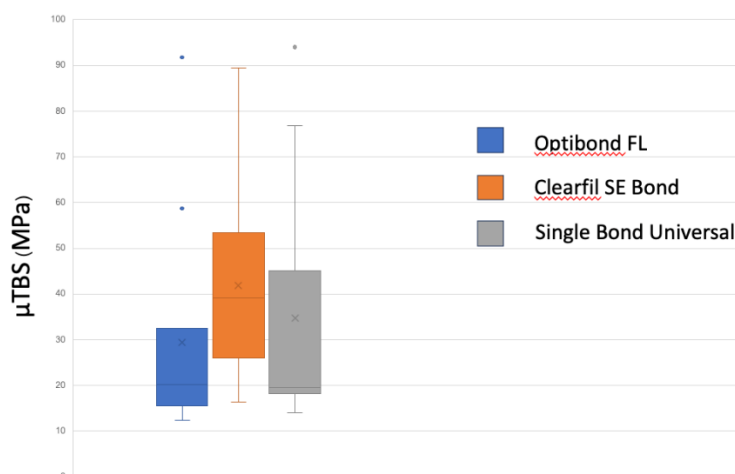
ผลการทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค

ตารางที่ 9 แสดงค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของกลุ่มทดลองทั้ง 3 กลุ่ม สารยึดติดเคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์มีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคสูงที่สุด แต่ไม่ได้มีความแตกต่างจากอีกสองกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนออฟติบอนด์ เอฟแอล และซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซลมีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่ใกล้เคียงกัน โดยสรุปแล้ว ทั้ง 3 กลุ่มที่ใช้ทดสอบไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

ตาราง 5 แสดงผลค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของสารยึดติดทั้ง 3 กลุ่มที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันที

Group	N	Missing	Median	25%	75%
Optibond FL	10	0	20.165 ^A	15.485	32.485
Clearfil SE Bond	10	0	39.195 ^A	26.065	53.475
Single Bond Universal	10	0	19.535 ^A	18.168	45.130

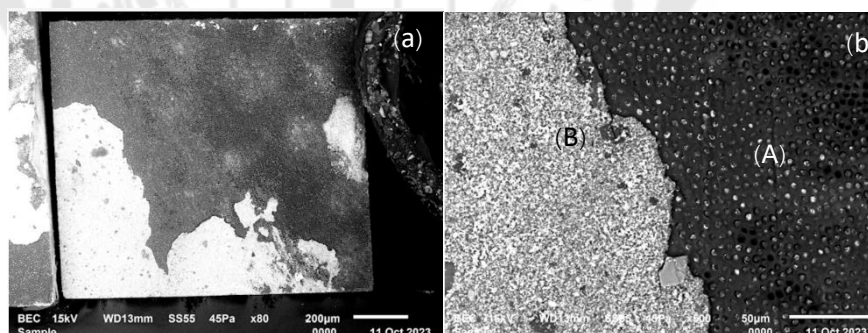
หมายเหตุ : ภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างกันของค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05



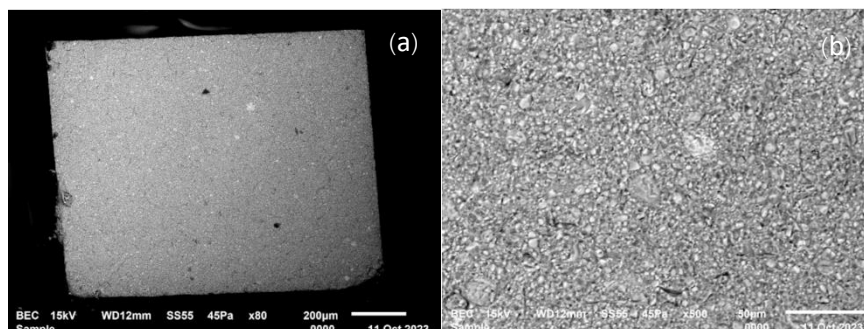
ภาพประกอบ 10 แสดงค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของกลุ่มทดลอง

ผลการศึกษาลักษณะความล้มเหลวบริเวณแตกหัก

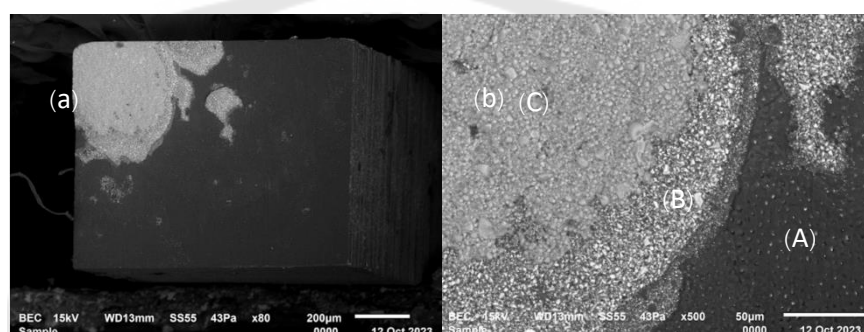
จากการเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ของรูปแบบความล้มเหลวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพบว่า ความล้มเหลวส่วนใหญ่ที่พบในทุกกลุ่มคือความล้มเหลวในชั้นแอตชีซีฟ ไม่พบความล้มเหลวภายในเนื้อฟัน และความล้มเหลวภายในเนื้อเรซินคอมโพสิตในทุกกลุ่มการทดลอง



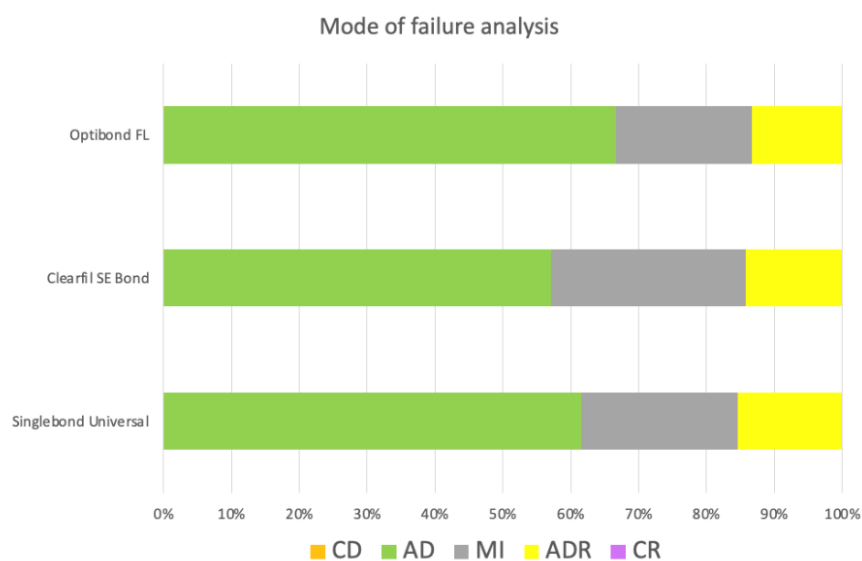
ภาพประกอบ 11 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่แสดงผิวเนื้อฟัน (A) และเรซินซีเมนต์ที่ติดอยู่ (B)



ภาพประกอบ 12 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่ กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่มีการแตกหักในชั้นเรซินซีเมนต์



ภาพประกอบ 13 แสดงรูปแบบความล้มเหลวจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่ กำลังขยาย 80 เท่า (a) และ 500 เท่า (b) ของตัวอย่างชิ้นทดลองที่แสดงผิวเนื้อฟัน (A) สารยึดติด และเรซินซีเมนต์ (B) วัสดุเรซินคอมโพสิต (C)



ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแสดงร้อยละของลักษณะความล้มเหลวบริเวณแตกหักของกลุ่มการทดลองทั้งหมด

โดย CD แทนความล้มเหลวในการยึดติดในชั้นเนื้อฟัน (cohesive failure in dentin), AD แทนความล้มเหลวในการยึดติดระหว่างชั้นเรซินซีเมนต์และเนื้อฟัน (adhesive between resin cement and dentin), MI แทนความล้มเหลวในการยึดติดแบบผสม (mixed), ADR แทนความล้มเหลวในการยึดติดระหว่างเรซินคอมโพสิตและเรซินซีเมนต์ (adhesive between resin composite and resin cement) และ CR แทนความล้มเหลวในการยึดติดในเรซินคอมโพสิต (cohesive in resin composite)

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาเรื่องผลของระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันในการใช้ปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟันและประสิทธิภาพการยึดติดระหว่างเนื้อฟันและเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ ทางผู้วิจัยได้นำผลการศึกษามาประเมินและทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติ จึงได้ข้อสรุปการดำเนินงานแบ่งเป็นหัวข้อดังต่อไปนี้

- 1.สรุปผลการวิจัย
- 2.อภิปรายผลการวิจัย
- 3.ข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การปิดเนื้อฟันทันทีโดยใช้ระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันส่งผลต่อการซึมผ่านของเนื้อฟันและความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคระหว่างเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์และเนื้อฟันที่ไม่แตกต่างกัน

อภิปรายผลการวิจัย

การกรอแต่งฟันนำไปสู่การเปิดออกของเนื้อฟันซึ่งควรได้รับการปิดโดยทันที(56) การปิดเนื้อฟันทันทีโดยการทาสารยึดติดหลังจากการบ่มตัวจะเกิดเป็นชั้นของสารยึดติดซึ่งมีการแทรกซึมหรือทำปฏิกิริยาทางเคมีกับเนื้อฟันทำหน้าที่ยึดติดวัสดุบูรณะกับโครงสร้างฟันและปิดผิวเนื้อฟันที่เผยผึ่ง(57) ในการศึกษานี้จะประเมินผลของการใช้สารยึดติดระบบต่างๆได้แก่ ระบบเอตซ์แอนด์รินซ์แบบ 3 ขั้นตอน (ออฟติบอนด์ เอฟแอล), ระบบเซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอน (เคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์) และยูนิเวอร์แซลแอดฮีซีฟ (ซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซล) ในโหมดเซลฟ์เอตซ์ ในการใช้ปิดเนื้อฟันทันทีต่อการซึมผ่านของเนื้อฟัน และค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคหลังยึดติดเนื้อฟันกับวัสดุบูรณะโดยอ้อมโดยใช้เซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ (พานาเวียวีไฟว์)

ฟันที่ถูกรอแต่งเพื่อการบูรณะในทางคลินิกจริงนั้นมีความหลากหลาย การศึกษานี้ใช้ฟันกรามซี่ที่ 3 โดยเลือกใช้เนื้อฟันส่วนลึก (deep dentin) ในการทดสอบ โดยการกรอตัดส่วนตัวฟันและรากฟันออกจนได้ความหนาของเนื้อฟันที่เหลืออยู่วัดจากผิวเนื้อฟันไปยังจุดสูงสุดโพรงประสาทฟัน 1 มิลลิเมตร สาเหตุที่เลือกใช้เนื้อฟันส่วนลึกในการทดสอบนอกจากเพื่อการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันแล้ว เนื้อฟันส่วนนี้ยังมีปริมาณแร่ธาตุที่น้อยกว่าเนื้อฟันส่วนต้น (superficial dentin) รวมทั้งมีการซึมผ่านและความชื้นภายในตัวฟันที่มากกว่าเนื้อฟันส่วนต้น ทำ

ให้การยึดติดทำได้ยากและเกิดภาวะเสียวฟันหลังทำหัตถการได้มากกว่า ดังนั้นจึงจำเป็นต้องเพิ่มขั้นตอนการปิดเนื้อฟันทันทีในการบูรณะฟันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติด และลดภาวะเสียวฟันหลังทำหัตถการของผู้ป่วย การศึกษานี้ไม่ได้ให้ความดันซึ่งแทนความดันภายในโพรงประสาทฟันระหว่างขั้นตอนการทาสารยึดติดเนื่องจากต้องการจำลองฟันมีชีวิตที่ได้รับการใส่ยาชาที่มีสารอะดรีนาลีน ซึ่งอาจได้ผลการศึกษาที่แตกต่างจากการศึกษาอื่นๆที่มีการให้ความดันในระหว่างขั้นตอนการทาสารยึดติด

การศึกษานี้ไม่ได้เพิ่มกลุ่มการปิดเนื้อฟันภายหลัง (delayed dentin sealing, DDS) เป็นกลุ่มควบคุม (control) ในการทดลอง เนื่องจากการศึกษาที่ผ่านมาได้พิสูจน์แล้วว่าการปิดเนื้อฟันทันทีช่วยเพิ่มค่าความแข็งแรงยึดติดของวัสดุบูรณะกับเนื้อฟันได้ และเพื่อให้เหมาะสมกับระเบียบวิธีวิจัยที่ต้องการใช้เนื้อฟันชิ้นเดียวกันในการวัดการซึมผ่านของเนื้อฟัน จากนั้นนำมาทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคต่อเนื่องกันให้เหมือนกันทุกกลุ่ม แต่จะใช้กลุ่มเอตซ์แอนดรินซ์ (ออฟติบอนด์ เอฟแอล) เพื่อเป็นกลุ่มควบคุมในการเปรียบเทียบผลแทน เนื่องจากออฟติบอนด์ เอฟแอลเป็นสารยึดติดที่มีวัสดุอุดแทรกที่ได้รับการแนะนำในการใช้เพื่อปิดเนื้อฟันทันทีจากหลายการศึกษา (58)

จากการศึกษาการซึมผ่านของเนื้อฟันพบว่าเนื้อฟันที่ถูกกัดด้วยกรดเพื่อกำจัดชั้นสเมียร์จะมีการซึมผ่านของเนื้อฟันที่มากที่สุด ส่วนเนื้อฟันที่ผ่านการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดทุกกลุ่มจะมีการซึมผ่านของเนื้อฟันที่น้อยที่สุด และมีการซึมผ่านที่น้อยกว่าเนื้อฟันที่มีชั้นสเมียร์ปกคลุมอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกันระหว่างกลุ่ม พบว่าทั้งสามกลุ่มมีการซึมผ่านของเนื้อฟันที่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนการศึกษาความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ภายหลังการใช้ยึดชิ้นงานบูรณะโดยอ้อมในฟันที่ได้รับการปิดเนื้อฟันทันทีด้วยสารยึดติดระบบต่างๆพบว่า กลุ่มที่ปิดเนื้อฟันทันทีด้วยเคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์มีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคสูงที่สุด แต่ไม่ได้มีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนออฟติบอนด์ เอฟแอล และซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซลมีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่ใกล้เคียงกัน โดยสรุปแล้ว ทั้งสามกลุ่มมีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่ไม่แตกต่างกันทางสถิติ ดังนั้นจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงยอมรับสมมติฐานทั้ง 2 ข้อที่ว่าไม่มีความแตกต่างกันของการซึมผ่านของเนื้อฟันจากการใช้ระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันในการปิดเนื้อฟันทันที และไม่มีความแตกต่างกันของความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคจากการใช้ระบบสารยึดติดที่แตกต่างกันในการปิดเนื้อฟันทันที

สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์มีแนวโน้มปิดเนื้อฟันได้ดีกว่าสารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรินซ์ สาเหตุมาจากสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์ใช้ไพรเมอร์ที่มีความเป็นกรดอ่อน (PH 2-2.4) ทำให้เกิด

การละลายชั้นสเมียร์ออกน้อยมาก และยังคงเหลือสเมียร์พลัคที่มีความยาวมากกว่า 2 ไมโครเมตรไว้ซึ่งช่วยปิดกั้นของเหลวจากท่อเนื้อฟัน นอกจากนี้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์มีน้ำเป็นส่วนประกอบเพียง 25-35 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่การกัดเนื้อฟันด้วยกรดฟอสฟอริกและล้างน้ำออกทำให้เกิดเนื้อฟันที่ชุ่มไปด้วยน้ำถึง 70 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร(59) ดังนั้นการกำจัดน้ำ 25-35 เปอร์เซ็นต์จากชั้นไฮบริดที่บางจึงทำได้ง่ายกว่าการกำจัดน้ำปริมาณ 70 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตรจากการใช้สารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรินซ์

จากการที่นำรอยพิมพ์ที่ได้จากเทคนิคลอกลาย (Replica technique) ไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด แล้วพบลักษณะหยดน้ำบนพื้นผิว แสดงให้เห็นว่าไม่มีสารยึดติดใดที่ใช้ทดสอบที่สามารถปิดเนื้อฟันได้อย่างสมบูรณ์หลังการให้ความดันแก่ว่างทดลอง กลุ่มการทดลองทั้ง 3 กลุ่มแสดงจำนวนหยดน้ำที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดสอบการซึมผ่านของเนื้อฟันที่ทั้ง 3 กลุ่มได้ค่าที่ไม่แตกต่างกัน สารยึดติดส่วนใหญ่มักมีส่วนประกอบของสารละลายความเข้มข้นสูง และมอนอเมอร์ที่ชอบน้ำ ได้แก่ 2-ไฮดรอกซีอีทิล เมทาไครเลท (อีมา; HEMA) เพื่อเพิ่มการไหลแผ่ และการกระจายแอตชีฟบนเนื้อฟัน(27) แต่อย่างไรก็ตาม มอนอเมอร์ชนิดนี้จะสร้างพอลิเมอร์ที่มีความชอบน้ำสูงซึ่งยอมให้โมเลกุลของน้ำเคลื่อนที่จากเนื้อฟันผ่านไปยังชั้นแอตชีฟได้ และเกิดการกักเก็บน้ำอยู่ภายในรอยต่อของเรซินและเนื้อฟัน ซึ่งจะลดสมบัติทางกลของพอลิเมอร์ เช่น ความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค และโมดูลัสของสภาพยืดหยุ่น(60)

การประเมินประสิทธิภาพการยึดติดในพื้นที่ผ่านการปิดเนื้อฟันทันที โดยประเมินจากค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาค การศึกษาครั้งนี้ให้ผลที่แตกต่างจากการศึกษาก่อนหน้าที่ใช้เนื้อฟันส่วนต้นในการทดสอบ ซึ่งการทดสอบในเนื้อฟันส่วนต้นพบว่า สารยึดติดออฟติบอนด์ เอฟเอลมีค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่สูงที่สุด รองลงมาคือสารยึดติดเคลียร์ฟิลล์ เอสอี บอนด์ และซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซล ตามลำดับ เนื่องจากในการศึกษานี้ได้เลือกใช้บริเวณเนื้อฟันส่วนลึกในการทดสอบ โดยเนื้อฟันส่วนลึกจะมีการยึดติดที่แตกต่างจากเนื้อฟันส่วนต้น สาเหตุมาจากเนื้อฟันส่วนลึกจะมีปริมาณแร่ธาตุที่น้อยกว่าเนื้อฟันส่วนต้น มีการซึมผ่านและความชื้นจากภายในตัวฟันที่มากกว่าเนื้อฟันส่วนต้น ทำให้เมื่อนำผลที่ได้จากสารยึดติดทั้ง 3 ระบบที่ใช้ทดสอบมาเปรียบเทียบกันโดยใช้สถิติพบว่า การใช้สารยึดติดระบบเอตซ์แอนดรินซ์ในเนื้อฟันส่วนลึกได้ค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคลดลงมาใกล้เคียงกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์และยูนิเวอร์แซลแอตชีฟในโหมดเซลฟ์เอตซ์

การศึกษาในครั้งนี้ไม่ได้เพิ่มขั้นตอนการยัดวัสดุบูรณะชั่วคราวในการทดลองเนื่องจากต้องการกำจัดปัจจัยเรื่องของการปนเปื้อนวัสดุอุดชั่วคราว

การศึกษาก่อนหน้าของ Perreira และคณะ(61) ที่ได้ประเมินผลของความชื้นภายในตัวฟันต่อความแข็งแรงยึดติดของสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอน และระบบเอตซ์แอนด์รินซ์แบบ 2 ขั้นตอนในบริเวณเนื้อฟันส่วนต่างๆ พบว่าระดับความลึกของเนื้อฟันไม่มีผลต่อค่าแรงยึดติดเมื่อใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์ ในขณะที่สารยึดติดระบบเอตซ์แอนด์รินซ์แสดงค่าแรงยึดติดที่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญในบริเวณพื้นที่ส่วนยอดเนื้อเยื่อใน จากผลการศึกษาครั้งนี้ สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์ซึ่งใช้ไพรเมอร์ที่มีความเป็นกรดอ่อนจะยังคงเหลือชั้นสเมียร์และสเมียร์พอล์กไว้ทำให้สามารถปิดกั้นความชื้นจากภายในตัวฟันได้ ในทางกลับกัน สารยึดติดระบบเอตซ์แอนด์รินซ์มีการละลายชั้นสเมียร์และสเมียร์พอล์กออกอย่างสมบูรณ์ นำไปสู่การยึดติดที่ไม่ดีในบริเวณส่วนยอดเนื้อเยื่อใน การศึกษาของ Yoshikawa และคณะ(62) พบว่าสารยึดติดเคลียร์ฟิล เอสอีบอนด์ซึ่งเป็นสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์แบบ 2 ขั้นตอนให้ค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคผกผันกับความหนาของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ส่วนการศึกษาของ Pegado และคณะ(63) พบว่าความแข็งแรงยึดติดที่ได้จากเนื้อฟันส่วนต้นมีค่ามากกว่าที่ได้จากเนื้อฟันส่วนลึกอย่างมีนัยสำคัญในสารยึดติดทุกระบบที่ใช้ทดสอบ ดังนั้น ความลึกหรือบริเวณเนื้อฟันที่ต่างกันส่งผลให้เกิดค่าแรงยึดติดที่แตกต่างกัน และมีผลต่อการยึดติดอย่างชัดเจน

มอนอเมอร์ที่มีความเป็นกรดที่ใช้ในสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์มีข้อดีกว่าการใช้กรดฟอสฟอริกกัดในสารยึดติดระบบเอตซ์แอนด์รินซ์ เท็นเอ็มดีพีเป็นโมโนเมอร์กลุ่มทำงานที่ได้รับการยอมรับว่ามีประสิทธิภาพดีในการยึดติดกับโครงสร้างฟันและมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายในปัจจุบัน โดยใส่เป็นส่วนประกอบในสารยึดติดทางทันตกรรม ตัวอย่างเช่น สารยึดติดเคลียร์ฟิล เอสอี บอนด์, ซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซล และทูไพรเมอร์ของพานาเวียวีไฟร์เรซินซีเมนต์ มอนอเมอร์ชนิดนี้เป็นส่วนสำคัญในการยึดติดกับโครงสร้างฟัน โดยหมู่ฟอสเฟตในมอนอเมอร์กลุ่มทำงานเท็นเอ็มดีพีสร้างพันธะไฮดรอกซิลกับแคลเซียมในไฮดรอกซีอะพาไทต์ เกิดเป็นเกลือแคลเซียมฟอสเฟต (calcium – phosphate salts) ที่มีความคงตัวสูง การละลายตัวต่ำ ส่งผลให้มีประสิทธิภาพและเสถียรภาพการยึดติดที่ดี และเนื่องจากเป็นกรดอ่อน จึงมีการกำจัดชั้นสเมียร์ออกไปบางส่วน ทิ้งไว้เพียงสเมียร์พอล์กในส่วนที่ลึกของท่อเนื้อฟัน ส่งผลให้ลดการซึมผ่านของเนื้อฟัน(64)

จากการศึกษานี้ยืนยันว่าการใส่ไวทรีบอนด์โคพอลิเมอร์ (Vitrebond Copolymer) ในซิงเกิล บอนด์ ยูนิเวอร์แซล ไม่ได้มีข้อดีเหนือกว่าการใช้สารยึดติดเคลียร์ฟิล เอสอีบอนด์ ไวทรีบอนด์โคพอลิเมอร์เป็นโคพอลิเมอร์ของกรดพอลิอัลคิโนอิก (polyalkenoic acid) ซึ่งผ่านการปรับสภาพด้วยเมทาไครเลต (methacrylate-modified polyalkenoic acid copolymer) ไวทรีบอนด์โคพอลิเมอร์ถูกอ้างว่าช่วยเพิ่มความชอบน้ำ ส่งผลให้สารยึดติดแทรกซึมได้ดีขึ้น(65) แต่บางการศึกษามี

การโต้แย้งว่ากรดพอลิอัลคิโนอิกอาจแย่งแท่นเอ็มดีพีในการจับกับแคลเซียมในผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ทำให้เกิดพันธะเคมีระหว่างแท่นเอ็มดีพีกับแคลเซียมลดลง นอกจากนี้จากการที่มีน้ำหนักโมเลกุลมากทำให้ขัดขวางการแทรกซึมของมอนอเมอร์ขณะเกิดปฏิกิริยาการบ่มตัว(66)

การศึกษานี้เลือกใช้ฟานาเวียวีไฟว์เป็นตัวแทนของเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ที่ใช้ยึดเนื้อฟันกับแผ่นกลมเรซินคอมโพสิต เนื่องจากฟานาเวียวีไฟว์เป็นเรซินซีเมนต์ระบบเซลฟ์เอตซ์ที่ถูกใช้งานอย่างแพร่หลายในทางคลินิก มีการบ่มตัวแบบบ่มร่วมซึ่งเหมาะสมที่จะนำมาใช้ยึดติดวัสดุบูรณะโดยอ้อมกับเนื้อฟันส่วนลึกที่การส่องผ่านของแสงมีจำกัด จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าความเข้มของแสงที่ส่องผ่านแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตหนา 2 มิลลิเมตรจะลดลง 92 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเรซินซีเมนต์แบบบ่มร่วมมีการสัมผัสโดยตรงกับเนื้อฟันที่ผ่านการทาสารยึดติดจะเกิดการบ่มตัวซ้ำๆจากการที่มีแสงส่องผ่านจำกัด ทำให้น้ำจากเนื้อฟันสามารถซึมผ่านชั้นแอตชีฟิฟออกมายังเรซินซีเมนต์ได้ เกิดเป็นหยดน้ำตามรอยต่อของแอตชีฟิฟกับซีเมนต์ ปรากฏการณ์นี้เป็นสาเหตุให้แรงยึดติดระดับจุลภาคมีค่าลดลง ซึ่งฟานาเวียวีไฟว์จะมีระบบทัชแอนด์เคียว (touch and cure) จากการใส่ตัวเร่งในทูโพรเมอร์ซึ่งเป็นส่วนช่วยในการเพิ่มปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันบนผิวหน้าของเรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันซึ่งมีความสำคัญต่อการเพิ่มการยึดติดกับเนื้อฟัน(67) นอกจากนี้ทูโพรเมอร์ที่ใช้ในการปรับสภาพผิวฟันมีค่าความเป็นกรด (PH) ประมาณ 2 ซึ่งสามารถกัดเนื้อฟันไปพร้อมกับแทรกซึมไปยังเนื้อฟันด้านล่างได้ และมีแท่นเอ็มดีพีเป็นส่วนประกอบทำให้มีประสิทธิภาพการยึดติดที่ดี และสามารถใช้กับวัสดุได้หลากหลาย เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพระหว่างฟานาเวียวีไฟว์กับเซลฟ์เอตซ์เรซินซีเมนต์ พบว่าฟานาเวียวีไฟว์ให้ผลสำเร็จที่ดีกว่า(68)

การทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคทำให้เกิดการกระจายแรงแก่ตัวอย่างทดลองที่สม่ำเสมอมากกว่าการทดสอบความแข็งแรงยึดติดแบบปกติ และการใช้อุปกรณ์จับยึดชิ้นงานขนาดเล็กยังทำให้เกิดแรงดึงต่อตัวอย่างทดลองโดยตรง(69) อย่างไรก็ตาม มักมีรายงานอัตราการเกิดความล้มเหลวก่อนนำชิ้นงานมาทดสอบที่สูง การศึกษานี้พบการหลุดออกของเรซินคอมโพสิตที่ยึดกับเนื้อฟันในขั้นตอนการตัดตัวอย่างทดลองเพื่อทำแท่งเหล็มด้วยโบมิดกรอซ้าในอัตราที่สูงในทุกกลุ่มการทดลอง สาเหตุอาจเกิดจากการที่ตัวอย่างทดลองมีค่าความแข็งแรงยึดติดที่ต่ำ

การวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวของตัวอย่างทดลองหลังการทดสอบความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคพบว่า ความล้มเหลวของการยึดติดส่วนใหญ่ในทุกกลุ่มเป็นแบบความล้มเหลวระหว่างชั้น (adhesive failure) โดยไม่พบความล้มเหลวในเนื้อฟัน และความล้มเหลวในเนื้อเรซินคอมโพสิต ผลที่ได้สอดคล้องกับค่าความแข็งแรงยึดติดระดับจุลภาคที่ทดสอบได้ค่อนข้างต่ำ อย่างไรก็ตาม

ก็ตาม พบความล้มเหลวบางส่วนในชั้นเรซินซีเมนต์ ซึ่งการที่มีเรซินซีเมนต์หลงเหลือบนเนื้อฟันสามารถช่วยปกป้องท่อนเนื้อฟันหลังเกิดการแตกหักได้

จากผลการศึกษาในครั้งนี้ช่วยเพิ่มทางเลือกในการใช้สารยึดติดทางทันตกรรมสำหรับการปิดเนื้อฟันทันที และสนับสนุนเทคนิคการปิดเนื้อฟันทันทีในฟันมีชีวิตเพื่อลดภาวะเสียวฟันในระหว่างการใส่วัสดุบูรณะชั่วคราว และเพิ่มความแข็งแรงยึดติดระหว่างเนื้อฟันกับวัสดุบูรณะโดยอ้อม แม้ว่าสารยึดติดทางทันตกรรมทั้ง 3 ชนิดที่ใช้ในการปิดเนื้อฟันทันทีจะให้ผลการซึมผ่านของเนื้อฟันและการยึดติดที่ใกล้เคียงกัน การใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์มีข้อดีเหนือกว่าระบบเอตซ์แอนดรินซ์เนื่องจากมีความไวทางเทคนิคที่น้อยกว่า และเนื่องจากตัดขั้นตอนการใช้กรดกัดซึ่งส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของการไหลของของเหลวในท่อนเนื้อฟันออกไปจึงเกิดภาวะเสียวฟันหลังทำหัตถการน้อยกว่าระบบเอตซ์แอนดรินซ์(70) ดังนั้นหากต้องการบูรณะฟันที่มีชีวิตในบริเวณเนื้อฟันส่วนลึก จึงแนะนำให้ใช้สารยึดติดระบบเซลฟ์เอตซ์ในการปิดเนื้อฟันทันที

ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการศึกษาวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ ซึ่งเป็นการจำลองสภาวะจริงในทางคลินิกเท่านั้น ส่งผลให้เกิดข้อจำกัดในงานวิจัยบางประการ กล่าวคือ ไม่สามารถควบคุมปัจจัยเรื่องแรงบดเคี้ยว และค่าความเป็นกรดต่างในช่องปากได้ อีกทั้งการวิเคราะห์จำนวนหยดน้ำบนผิวเนื้อฟันเป็นการวิเคราะห์เชิงปริมาณจากภาพสองมิติซึ่งควรมีการยืนยันด้วยวิธีที่สามารถเห็นข้อมูลเชิงปริมาตรแบบภาพสามมิติได้ และการทดสอบค่าแรงยึดติดระดับจุลภาคในการศึกษานี้เป็นการทดสอบระยะสั้นคือทดสอบหลังจากยึดแผ่นกลมเรซินคอมโพสิตด้วยเรซินซีเมนต์ไปเพียง 24 ชั่วโมงเท่านั้น ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงประสิทธิภาพการยึดติดในระยะยาวด้วย เพื่อนำผลการศึกษามาประยุกต์ใช้เป็นแนวทางการใช้งานทางคลินิก

บรรณานุกรม

1. Pashley E, Comer R, Simpson M, Horner J, Pashley D, Caughman W. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Operative dentistry*. 1992;17(1):13-20.
2. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(3).
3. Elbishari H, Elsubeihi ES, Alkhouljah T, Elsubeihi HE. Substantial in-vitro and emerging clinical evidence supporting immediate dentin sealing. *Japanese Dental Science Review*. 2021;57:101-10.
4. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(6):511-9.
5. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*. 2011;27(1):1-16.
6. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):371-82.
7. Chung G, Jung S, Oh S. Cellular and molecular mechanisms of dental nociception. *Journal of dental research*. 2013;92(11):948-55.
8. Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *Journal of endodontics*. 1986;12(10):453-7.
9. Brännström M, Åström A. A study on the mechanism of pain elicited from the dentin. *Journal of dental research*. 1964;43(4):619-25.
10. Pashley DH. Mechanisms of dentin sensitivity. *Dental Clinics of North America*. 1990;34(3):449-73.
11. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*. 2007;32(2):179-84.
12. 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. *Dental materials*. 2005;21(9):864-81.

13. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *American journal of dentistry*. 1996;9(4):167-73.

14. Carvalho RM, Mendonca J, Santiago S, Silveira R, Garcia F, Tay F, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of dental research*. 2003;82(8):597-601.

15. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*. 1993;72(2):495-501.

16. Finger WJ, Balkenhol M. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(4).

17. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*. 2005;24(1):1-13.

18. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dental materials*. 1996;12(4):236-44.

19. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dental materials*. 2006;22(6):560-8.

20. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke E, Eick J, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *Journal of Dental Research*. 1998;77(1):50-9.

21. Van Meerbeek B. The "myth" of nanoleakage. *The journal of adhesive dentistry*. 2007;9(6):491-2.

22. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review. *American journal of dentistry*. 2001;14(4):252-8.

23. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*. 2008;24(1):90-101.
24. Sundfeld RH, Valentino TA, de Alexandre RS, Briso ALF, Sundfeld MLMM. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of dentistry*. 2005;33(8):675-81.
25. Hashimoto M, Ito S, Tay F, Svizero N, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *Journal of Dental Research*. 2004;83(11):843-8.
26. Yeniad B, Albayrak AZ, Olcum NC, Avci D. Synthesis and photopolymerizations of new phosphonated monomers for dental applications. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*. 2008;46(6):2290-9.
27. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*. 2003;69(11):726-32.
28. Van Landuyt K, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*. 2008;24(10):1412-9.
29. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003;24(21):3795-803.
30. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*. 2017;8(1):1.
31. Tian F-c, Wang X-y, Huang Q, Niu L-n, Mitchell J, Zhang Z-y, et al. Effect of nanolayering of calcium salts of phosphoric acid ester monomers on the durability of resin-dentin bonds. *Acta biomaterialia*. 2016;38:190-200.
32. Da Rosa WLDO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2015;43(7):765-76.
33. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al.

Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):603-12.

34. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(3):144-54.

35. Paul SJ, Schärer P. The dual bonding technique: A modified method to improve adhesive luting procedures. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1997;17(6).

36. Paul S, Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1997;24(1):8-14.

37. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent*. 2014;16(6):594.

38. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-. 2005;30(6):747.

39. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.

40. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative dentistry*. 1992:111-24.

41. Duarte Jr S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(1):1-9.

42. Ferreira-Filho R, Ely C, Amaral R, Rodrigues J, Roulet J, Cassoni A, et al. Effect of different adhesive systems used for immediate dentin sealing on bond strength of a self-adhesive resin cement to dentin. *Operative dentistry*. 2018;43(4):391-7.

43. O'brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence. 2002.

44. Yu H, Zheng M, Chen R, Cheng H. Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13(1):54-9.

45. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate:

structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):441-58.

46. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dental Clinics*. 2002;46(2):211-45.

47. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;66(6):777-81.

48. De La Macorra JC, Escribano NI. Comparison of two methods to measure permeability of dentin. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2002;63(5):531-4.

49. Sahin C, Cehreli ZC, Yenigul M, Dayangac B. In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dental materials journal*. 2012;31(3):401-8.

50. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Agee K, Di Lenarda R, Carrilho M, et al. Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin. *Dental Materials*. 2009;25(1):39-47.

51. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dental Materials*. 2007;23(6):705-13.

52. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials*. 1992;8(4):229-33.

53. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental materials*. 2010;26(2):e50-e62.

54. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *Journal of endodontics*. 1995;21(4):191-4.

55. Pashley DH. Effects of the smear layer, copalite and oxalate on microleakage. *Oper Dent*. 1986;11:95-102.

56. Wolfart S, Wegner S, Kern M. Comparison of using calcium hydroxide or a dentine primer for reducing dentinal pain following crown preparation: a randomized clinical trial

- with an observation time up to 30 months 1. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(4):344-50.
57. de Sá RBC, Carvalho AO, Puppini-Rontani RM, Ambrosano GMB, Nikaido T, Tagami J, et al. Effects of water storage on bond strength and dentin sealing ability promoted by adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(6).
58. de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, Polonial IF, de Souza JB, Magne P. Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2021;33(1):88-98.
59. Abu-Nawareg MM, Zidan AZ, Zhou J, Agee K, Chiba A, Tagami J, et al. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. *American journal of dentistry*. 2015;28(6):321.
60. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *American journal of dentistry*. 2004;17:315-22.
61. Pereira P, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow M, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dental Materials*. 1999;15(1):46-53.
62. Yoshikawa T, Wattanawongpitak N, Cho E, Tagami J. Effect of remaining dentin thickness on bond strength of various adhesive systems to dentin. *Dental materials journal*. 2012;31(6):1033-8.
63. Pegado REF, do Amaral FLB, Flório FM, Basting RT. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *European journal of dentistry*. 2010;4(02):110-7.
64. Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo and in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2007;83(2):295-303.
65. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-

purpose dentin adhesive. American journal of dentistry. 2012;25(3):153.

66. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. Journal of dentistry. 2013;41(5):404-11.

67. Takagaki T, Ko AK, Halabi S, Sato T, Ikeda M, Nikaido T, et al. Adhesion durability of dual-cure resin cements and acid-base resistant zone formation on human dentin. Dental Materials. 2019;35(7):945-52.

68. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. Dental materials journal. 2019;38(6):955-62.

69. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. Journal of Adhesive Dentistry. 1999;1(4).

70. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-. 2003;28(3):215-35.

ประวัติผู้เขียน

