การยึดอยู่ของสะพานฟันรูปแบบใหม่ที่กรอฟันน้อย ภายหลังได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร

นางสาวรุจิรา ภัทรทิวานนท์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2560
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

RETENTION OF NOVEL MINIMALLY INVASIVE DENTAL BRIDGE AFTER CYCLIC LOADING

Miss Rujira Pattaratiwanont

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry
Chulalongkorn University
Academic Year 2017
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การยึดอยู่ของสะพานฟันรูปแบบใหม่ที่กรอฟันน้อยภายหลังได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร
โดย	นางสาวรุจิรา ภัทรทิวานนท์
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.มรกต เปี่ยมใจ

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สุชิต พูลทอง)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.แมนสรวง อักษรนุกิจ)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.มรกต เปี่ยมใจ)

....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.นิยม ธำรงค์อนันต์สกุล)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง รำไพ โรจนกิจ)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

รุจิรา ภัทรทิวานนท์ : การยึดอยู่ของสะพานฟันรูปแบบใหม่ที่กรอฟันน้อย ภายหลังได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร (RETENTION OF NOVEL MINIMALLY INVASIVE DENTAL BRIDGE AFTER CYCLIC LOADING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ศ. ทพญ. ดร.มรกต เปี่ยมใจ, 66 หน้า.

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินชนิดกรอฟันน้อยในฟันหลังรูปแบบใหม่ โดยเปรียบเทียบการยึดอยู่ระหว่าง 3 รูปแบบที่แตกต่างกันภายหลังได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร โดยใช้ฟันมนุษย์ที่ได้รับการถอนจำนวน 60 ซี่ เป็นฟันกรามน้อย 30 ซี่ และฟันกรามแท้ 30 ซี่ นำฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้อย่างละซี่ยึดเข้ากับอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองที่ระยะห่าง 11 มิลลิเมตรเพื่อจำลองการสูญเสียฟันกรามแท้ซี่ที่หนึ่ง แบ่งบล็อกฟันออกเป็น 3 กลุ่มๆ ละ 10 บล็อก ตามรูปแบบการออกแบบชิ้นงาน โดยกลุ่มที่ 1 ชิ้นงานเป็นส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยวที่มีลักษณะเช่นเดียวกับออนเลย์ กลุ่มที่ 2 ชิ้นงานเป็นส่วนพักในตัวฟันด้านประชิดร่วมกับข้อต่อขยับได้ และกลุ่มที่ 3 ชิ้นงานเป็นส่วนพักในตัวฟันด้านประชิดร่วมกับข้อต่อขยับไม่ได้ ชิ้นงานทำด้วยโลหะผสมไร้สกุล ปรับสภาพพื้นผิวด้านในด้วยอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร และยึดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี ทดสอบชิ้นตัวอย่างด้วยแรงกดในแนวตรงลงบนฟันหลักทั้ง 2 ซี่และฟันแขวน ด้วยแรงขนาด 50 – 800 นิวตัน ที่ความถี่ 4 รอบต่อวินาที จำนวน 2,500,000 รอบ ภายหลังทดสอบด้วยแรงกด ถ้าชิ้นงานไม่เกิดความล้มเหลวจะนำไปทดสอบด้วยแรงดึงขึ้นในแนวตรงจนกระทั่งเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน และประเมินความล้มเหลวที่เกิดขึ้นว่าเกิดที่ระดับใด ผลการทดสอบพบว่าชิ้นตัวอย่างของทุกกลุ่มอยู่รอดภายหลังทดสอบด้วยแรงกดแบบเป็นวัฏจักร เมื่อทดสอบด้วยแรงดึงพบว่าค่าเฉลี่ยแรงยึดของชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยกลุ่มที่ 3 มีค่าแรงยึดสูงที่สุดโดยเฉลี่ย 529.9 ± 86.2 นิวตัน รองลงมาคือกลุ่มที่ 1 ที่มีค่า 396.7 ± 73.2 นิวตัน และกลุ่มที่ 2 มีค่าต่ำที่สุดโดยเฉลี่ย 228.3 ± 52.5 นิวตัน โดยรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานจะเกิดการหลุดบริเวณรอยต่อระหว่างชิ้นงานและเรซินซีเมนต์และ/หรือภายในเรซินซีเมนต์เป็นส่วนใหญ่ ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าสะพานฟันหลังชนิดกรอฟันน้อยที่ชิ้นงานมีส่วนพักในตัวฟันด้านประชิดร่วมกับการใช้ข้อต่อขยับไม่ได้อาจส่งผลให้มีอายุการใช้งานที่ยาวนานกว่าชิ้นงานที่มีลักษณะเป็นส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยวที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาควิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์	ลายมือชื่อนิสิต	....
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก	....
ปีการศึกษา	2560		

5775820732 : MAJOR PROSTHODONTICS
KEYWORDS: MINIMALLY INVASIVE, RESIN-BONDED FIXED PARTIAL DENTAL PROSTHESIS, INTRA-CORONAL RESTS

RUJIRA PATTARATIWANONT: RETENTION OF NOVEL MINIMALLY INVASIVE DENTAL BRIDGE AFTER CYCLIC LOADING. ADVISOR: PROF. MORAKOT PIEMJAI, Ph.D., 66 pp.

The objectives of this study was to create new minimally invasive posterior resin-bonded bridge (RBB) designs and to compare the retention between three different designs after cyclic loading. Sixty extracted human teeth (30 premolars, 30 molars) were used. One premolar and one molar were embedded 11 mm apart in polymethyl methacrylate (PMMA) resin to simulate the loss of a mandibular first molar with an edentulous space of 11 mm. The specimens were randomly divided into three groups (n=10) according to prosthesis design: Group 1, extra-coronal rests as adhesive onlay retainers; Group 2, intra-coronal proximal rests with a non-rigid connector; and Group 3, intra-coronal proximal rests with a rigid connector. The inner surface of non-precious metal alloy was sandblasted with 50-μm diameter alumina particles and cemented onto abutments using Superbond C&B. A vertical force was applied on the abutment teeth and pontic with a 50-800 N compressive load at 4 Hz, for 2,500,000 cycles. After cyclic loading, unless the specimen had failed, a tensile load was applied until failure. Each specimen was determined the mode of failure. The results demonstrated that all specimens in all groups survived after the load cycle test. A statistically significant difference in mean retentive forces (mean±SD) among three groups of the prosthesis was revealed ($p<0.05$): Group 1, (396.7±73.2) N; Group 2, (228.3±52.5) N; and Group 3, (529.9±86.2) N. The mode of failure found in all groups was mostly adhesive failure at the prosthesis-cement interface. This suggests that the intra-coronal proximal rest prosthesis design with rigid connector may provide clinically longer-term function with better esthetics than the conventional extra-coronal rest prosthesis design.

Department:	Prosthodontics	Student's Signature	....
Field of Study:	Prosthodontics	Advisor's Signature	....
Academic Year:	2017		

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจาก ทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช ภาคการศึกษาต้น ปีการศึกษา 2559 รุ่นที่ 34 ครั้งที่ 1/2556 ปีงบประมาณ 2560

การศึกษาวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจากหลายๆ ฝ่าย โดยผู้วิจัยใคร่ขอขอบพระคุณอย่างสูงต่อ ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. มรกต เปี่ยมใจ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้ทั้งความรู้ คำแนะนำ ข้อคิดทางด้านวิชาการที่มีคุณค่าและการเขียนวิทยานิพนธ์ รวมถึงข้อเสนอแนะในการปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ตลอดจนให้กำลังใจในการทำวิจัยนี้

กรรมการทุกท่านที่กรุณาให้คำแนะนำที่มีประโยชน์และแก้ไขวิทยานิพนธ์

อาจารย์และบุคลากรทุกท่านในศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คลินิกบัณฑิตศึกษาภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ จัดให้ยืมวัสดุอุปกรณ์และเครื่องมือประกอบการวิจัย และให้คำแนะนำช่วยเหลือตลอดระยะเวลาที่เก็บข้อมูล

บุคลากรภายนอก ได้แก่ ฝ่ายทันตสาธารณสุข โรงพยาบาลกาบเชิง จังหวัดสุรินทร์ ที่ช่วยเก็บฟันตัวอย่าง

บัณฑิตวิทยาลัย คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ท้ายที่สุดขอกราบขอบพระคุณบิดามารดาและบุคคลในครอบครัวที่ได้ให้กำลังใจและเป็นแรงผลักดันช่วยเหลือผู้วิจัยด้วยดีเสมอมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย...ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.. จ

กิตติกรรมประกาศ.. ฉ

สารบัญ.. ช

สารบัญภาพ ....ซ

สารบัญตาราง.. ญ

บทที่ 1 บทนำ 1

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาที่ทำการวิจัย.. 1

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย... 5

คำถามวิจัย 5

สมมติฐานงานวิจัย 5

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.. 5

กรอบแนวคิดการวิจัย 6

บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.. 7

บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.. 26

บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.. 42

บทที่ 5 อภิปรายผลการวิจัย 45

บทที่ 6 สรุปผลการทดลอง... 50

รายการอ้างอิง 51

ภาคผนวก.. 58

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 66

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญภาพ

ภาพที่ 1: รูปแบบและความหนาของชั้นเคลือบฟันแท้ 20

ภาพที่ 2: การกรอฟันสำหรับส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยว 27

ภาพที่ 3: การกรอฟันสำหรับส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด 28

ภาพที่ 4: ภาพถ่ายรังสีเพื่อยืนยันว่าขอบเขตของการกรอเตรียมฟันจำกัดอยู่ในผิวเคลือบฟัน 28

ภาพที่ 5: ดัชนีอะคริลิก (acrylic index) 29

ภาพที่ 6: รอยพิมพ์และแบบหล่อปูน 30

ภาพที่ 7: ใช้แผ่นดีบุกกำหนดและควบคุมพื้นที่ของชิ้นงานประดิษฐ์ 30

ภาพที่ 8: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 1 และลูกศรแสดงทิศทางการใส่ชิ้นงาน 31

ภาพที่ 9: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 2 และลูกศรแสดงทิศทางและขั้นตอนการใส่ชิ้นงาน 31

ภาพที่ 10: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 3 และลูกศรแสดงทิศทางและขั้นตอนการใส่ชิ้นงาน 32

ภาพที่ 11: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 1 34

ภาพที่ 12: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 2 และขนาดส่วนยึดชนิดตุ่ม 34

ภาพที่ 13: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 3 และขนาดส่วนยึดรูปทรงสี่เหลี่ยม 35

ภาพที่ 14: ชิ้นงานกลุ่มที่ 1 ภายหลังยึดด้วยเรซินซีเมนต์ 36

ภาพที่ 15: ชิ้นงานกลุ่มที่ 2 ภายหลังยึดด้วยเรซินซีเมนต์ 37

ภาพที่ 16: ชิ้นงานกลุ่มที่ 3 ภายหลังยึดด้วยเรซินซีเมนต์ 37

ภาพที่ 17: ตำแหน่งหัวกดบนชิ้นตัวอย่าง 38

ภาพที่ 18: วัดค่าการยึดอยู่ของชิ้นงานด้วยแรงดึง 39

ภาพที่ 19: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 43

ภาพที่ 20: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 2 43

ภาพที่ 21: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 44

ภาพที่ 22: แสดงลักษณะชั้นรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและซีเมนต์ ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคป ชนิดส่องกราด 44

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาพที่ 23: การวางหัวกรอในขั้นตอนการกำหนดความลึกและขยายขอบเขตแอ่งรับภายในตัวฟันด้านประชิดของฟันหลัก 59

ภาพที่ 24: การวางหัวกรอในขั้นตอนการเตรียมแอ่งรับภายในตัวฟันด้านประชิดของฟันหลัก......... 59

ภาพที่ 25: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 1........ 60

ภาพที่ 26: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 2........ 61

ภาพที่ 27: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 3........ 61

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของเคลือบฟันและเนื้อฟัน........ 19

ตารางที่ 2 Mean dislodgement force ± SD and failure mode........ 43

ตารางที่ 3 แสดงผลค่าแรงยึดของแต่ละชิ้นงาน........ 62

ตารางที่ 4 การเปรียบเทียบค่าแรงยึดในแต่ละกลุ่มทดลอง 63

ตารางที่ 5 การเปรียบเทียบพื้นที่ยึดชิ้นงานบนฟันหลัก........ 65

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1
บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาที่ทำการวิจัย

กรณีที่ผู้ป่วยมีการสูญเสียฟันกรามแท้ซี่ที่หนึ่ง โดยฟันข้างเคียงสันเหงือกว่างเป็นฟันปกติ ไม่ผุ และมีความประสงค์ที่จะใส่ฟันเทียมแบบติดแน่น แต่ไม่ต้องการกรอฟันเพื่อใช้เป็นหลักสำหรับยึดสะพานฟันชนิดติดแน่นแบบดั้งเดิม (conventional fixed bridge) และไม่สามารถใส่รากฟันเทียมได้ แม้ว่าจะมีข้อดีในแง่ของการที่ไม่ต้องกรอฟันซี่ข้างเคียงแต่ก็ไม่ใช่ทางเลือกที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยทุกราย[1, 2] ในกรณีที่ฟันเทียมแบบติดแน่นยึดด้วยซีเมนต์ชนิดกรด-เบส (acid-base cement) ซึ่งให้ค่าแรงยึดที่ต่ำ ชิ้นงานจึงต้องออกแบบให้คลุมฟันมากที่สุดเพื่อให้เกิดการยึดอยู่ทางกล (mechanical retention) และรูปแบบที่ต้านการหลุด (resistance form) ทำให้ต้องกรอฟันหลักทั้งซี่โดยรอบ ส่งผลให้ฟันหลักเกิดความอ่อนแอและอาจนำไปสู่การแตกหักของฟันภายหลังการใช้งานได้[3] อีกทั้งการที่เคลือบฟันซึ่งมีความแข็งแรงและประกอบด้วยผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite crystal) ที่มีขนาดใหญ่กว่าเนื้อฟัน[4] ต้านทานกรดและสิ่งกระตุ้นได้ดีกว่า ถูกกำจัดออกไปในขั้นตอนการเตรียมฟัน ทำให้เนื้อฟันถูกเปิดออก นำไปสู่อาการเสียวฟันหรือปวดฟัน ฟันผุซ้ำ และพยาธิสภาพของโพรงประสาทฟันได้ง่าย[3, 5]

ในปี 1955 Buonocore ประสบความสำเร็จในการเพิ่มประสิทธิภาพการยึดระหว่างเรซินอะคริลิกกับผิวเคลือบฟัน โดยใช้กรดฟอสฟอริกทาบนเคลือบฟันเพื่อเพิ่มพื้นที่ผิวในระดับไมครอน[6] เมื่อระบบสารยึดติดได้รับการพัฒนามาเป็นเรซินซีเมนต์ที่ให้ค่าแรงยึดที่สูงขึ้นจึงมีการออกแบบชิ้นงานที่คลุมฟันเพียงบางส่วน แล้วใช้เรซินซีเมนต์ในการยึดชิ้นงาน ส่งผลให้สามารถกรอฟันน้อยลง (minimally invasive preparation) คือกรอเฉพาะเคลือบฟันในบางตำแหน่งเท่านั้น โดยในปี 1973 Rochette ได้นำแนวคิดเกี่ยวกับงานฟันเทียมบางส่วนติดแน่นที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน (Resin-bonded fixed partial dentures; RBFPDs) มาใช้ในการบูรณะบริเวณฟันหน้า[7] แต่มีข้อจำกัดในเรื่องของอายุการใช้งานสั้น ต่อมาได้มีการพัฒนารูปแบบการกรอเตรียมฟันหลักและชิ้นงาน รวมถึงวัสดุที่ใช้ เพื่อเพิ่มอายุการใช้งานและความสวยงาม ซึ่งปัจจุบันมีการออกแบบในหลายรูปแบบ กรณีที่ใช้สำหรับฟันหลังการออกแบบโดยทั่วไปจะทำในลักษณะที่เป็นโครงโลหะยึดบนเคลือบฟันที่ได้รับการกรอเตรียมบริเวณด้านใกล้ลิ้น (lingual) ด้านประชิด (proximal) และส่วนพักด้านบดเคี้ยว (occlusal rest) ของฟันหลัก[8, 9] โดยมีการเพิ่มร่องด้านประชิด (grooves) เพื่อช่วยการยึดอยู่ของชิ้นงานฟันเทียม[1, 10] แล้วทำชิ้นงานเป็นชิ้นเดียวยึดเข้ากับฟันหลักที่กรอเตรียมไว้ในลักษณะคลุมฟันบางส่วนโดยรอบ (wrap-around) ส่วนใหญ่โครงสร้างของชิ้นงานสะพานฟันจะทำด้วยโลหะซึ่งมีข้อดีในแง่ความแข็งแรงของ

วัสดุและกรอฟันน้อยกว่าวัสดุชนิดอื่นเนื่องจากสามารถทำวัสดุให้บางได้มาก[11] จากผลการรักษาทางคลินิกของ Piemjai ในผู้ป่วยที่ได้รับการบูรณะด้วยสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินชนิดกรอฟันน้อย โดยกรอเฉพาะระนาบนำ (guiding plane) เพื่อให้ได้วิถีการใส่ชิ้นงาน (path of insertion) และกรอด้านบดเคี้ยวของฟันหลักเพื่อเป็นแอ่งรับนอกตัวฟัน (extra-coronal rest seat) แล้วทำชิ้นงานที่มีลักษณะคลุมฟันบางส่วนในลักษณะออนเลย์ (onlay retainers) ยึดชิ้นงานด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B) พบว่ามีระยะเวลาในการใช้งานมากกว่า 10 ปี[3] อย่างไรก็ตามจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าภาวะแทรกซ้อนที่พบมากที่สุดในงานสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินคือการหลุด (debonding) ของชิ้นงานภายหลังการใช้งานและเกิดการรั่วระหว่างชิ้นงานกับฟัน (leakage)[12-15] จากการออกแบบชิ้นงานที่คลุมฟันไม่เพียงพอทำให้ฟันและชิ้นงานไม่เคลื่อนไปด้วยกัน อันนำไปสู่การผุซ้ำและเกิดความล้มเหลวของการรักษาในที่สุด

การปรับสภาพพื้นผิวโลหะก่อนการยึดด้วยเรซินซีเมนต์หลายวิธีได้รับการพัฒนาขึ้น เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการยึดอยู่ของชิ้นงาน อันเป็นผลมาจากความสนใจเกี่ยวกับการกัดผิวโลหะไร้สกุล[1] ซึ่ง Wiltshire ในปี 1986 ได้นำผงอลูมินา (aluminium oxide powder) มาใช้สำหรับการกัดผิวชิ้นงานโลหะหล่อในระดับไมครอน (sandblasting) ซึ่งมีข้อดีในแง่ของราคาที่ไม่แพง มีความปลอดภัยและใช้งานง่าย โดยสามารถใช้ปรับสภาพผิวโลหะได้โดยตรงในคลินิกทันตกรรมเพราะเทคนิคไม่ยุ่งยาก สามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวที่ปรับสภาพได้ด้วยตาเปล่า และให้ผลทางคลินิกรวมถึงอัตราการอยู่รอดของงานฟันเทียมที่ดี[16] ปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่มีผลต่อความสำเร็จของงานฟันเทียมแบบติดแน่นที่ยึดด้วยวัสดุเรซินคือเรซินซีเมนต์และสารยึดติดที่เลือกใช้[13] โดยการใช้เรซินซีเมนต์ชนิดโฟร์เมตตา เอ็มเอ็มเอ ทีบีบี (4-META/MMA-TBB resin) และผงพีเอ็มเอ็มเอ (PMMA powder) ทำให้เกิดเป็นชั้นไฮบริด (hybrid layer) กับผิวฟัน ได้ขอบที่ปราศจากการรั่วซึม (leakage-free margin) และให้ค่าแรงยึดติดที่สูง โดยผลการศึกษาของ Nakabayashi และ Pashley ในปี 1998 พบว่าค่าความแข็งแรงยึดดึง (tensile bond strength; TBS) ที่ผิวเคลือบฟันมีค่าประมาณ 15 - 20 เมกกะปาสคาล (MPa) และค่าความแข็งแรงเฉือน (shear bond strength) มีค่าประมาณ 20 - 25 เมกกะปาสคาล[17] โดย Tanaka ในปี 1981 พบว่าโฟร์เมตาในเรซินซีเมนต์สามารถใช้ในการปรับสภาพพื้นผิวโลหะไร้สกุล ทำให้เกิดการยึดอยู่ที่แข็งแรงสำหรับโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม[18] ในส่วนของค่าความแข็งแรงยึดดึงบริเวณรอยต่อระหว่างซีเมนต์กับโลหะผสมที่ศึกษาในปี 2014 โดย Piemjai และ Nakabayashi เมื่อทดสอบด้วยการเตรียมชิ้นงานในลักษณะมินิดัมเบล (mini-dumbbell test) มีค่าเฉลี่ย 9.2 ± 3.5 เมกกะปาสคาล[19] ซึ่งค่าแรงยึดเหล่านี้ใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการคำนวณค่าแรงยึดอยู่ของสะพานฟัน เพื่อประเมินอัตราการอยู่รอดของการรักษา โดยรูปแบบการยึดอยู่ได้จากการออกแบบชิ้นงานให้ครอบคลุมพื้นผิวฟัน (surface area) ซึ่งอาศัยค่าแรงยึดบริเวณรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟัน เรซินซีเมนต์ และชิ้นงาน มาประกอบการคำนวณพื้นที่สำหรับยึดชิ้นงานกับเคลือบฟัน

ด้วยเรซินซีเมนต์[3] โดยให้มีค่าแรงยึดที่สามารถต้านต่อแรงที่มากระทำจากการใช้งานบริเวณฟันกรามประมาณ 800 นิวตันได้[11] ดังนั้นการศึกษานี้จึงออกแบบสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินโดยการนำข้อดีของเรซินซีเมนต์ที่ให้ค่าการยึดอยู่สูงมาประยุกต์ใช้ในการบูรณะ และปรับปรุงรูปแบบของสะพานฟันโดยยึดเนื้อเยื่อฟันเป็นหลัก (tissue-based dental treatment) เพื่อสามารถคงสภาพโครงสร้างฟันที่ดีไว้โดยกรอฟันน้อย (minimally-invasive prosthesis) ซึ่งขอบเขตการยึดชิ้นงานจำกัดอยู่ที่เคลือบฟันเท่านั้นเพื่อปกป้องเนื้อฟัน (enamel-supported bridge)

ส่วนเชื่อมต่อหรือข้อต่อของสะพานฟัน (connector) เป็นส่วนประกอบที่เชื่อมต่อระหว่างฟันแขวน (pontic) กับฟันหลัก โดยส่วนใหญ่จะทำในลักษณะข้อต่อขยับไม่ได้ (rigid connector) โดยทำชิ้นงานประดิษฐ์เป็นชิ้นเดียวทำให้ต้องกรอฟันเพื่อให้ได้แนวการใส่ชิ้นงาน แต่อย่างไรก็ตามในบางกรณี เช่น การมีสันเหงือกว่างหลายตำแหน่งก็สามารถเลือกใช้ข้อต่อขยับได้ (non-rigid connector) เพื่อลดปริมาณการกรอฟันหลักให้น้อยลงและ/หรือลดแรงที่จะกระทำต่อฟันหลักที่มากเกินไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อใช้กรณีใส่ฟันเทียมทดแทนฟันหน้าและฟันหลังด้วยฟันเทียมติดแน่นชิ้นเดียว[1] ทั้งนี้การศึกษาของ De Boever ได้สรุปว่าฟันปกติที่มีรากเดียวจะมีการเคลื่อนในแนวราบ (horizontal movement) ได้มากกว่าฟันที่มีหลายรากเมื่อได้รับแรงที่เท่ากัน[20] จากการเคลื่อนของฟันหลักที่ต่างกันจะส่งผลต่อการหลุดของสะพานฟันชนิดฟันแขวนยึด (adhesive pontic) ในระยะเวลาอันสั้น[3] ในการออกแบบชิ้นงานประดิษฐ์จึงต้องคำนึงถึงการยึดอยู่ของชิ้นงานบนฟันหลักสองซี่ซึ่งเคลื่อนตัวไม่เท่ากันเมื่อรับแรงบดเคี้ยว ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีรูปแบบการออกแบบชิ้นงานโดยการนำหลักการของข้อต่อขยับได้มาใช้เพื่อช่วยลดแรงที่จะกระทำต่อฟันหลัก (stress breaker) ที่มากเกินไปทั้งในแนวดิ่งและแนวราบ และช่วยให้การเคลื่อนของฟันหลักไม่ส่งผลต่อการหลุดของชิ้นงาน[1] นอกจากนี้การนำข้อต่อขยับได้ หรือส่วนยึด (attachment) มาใช้ทำให้สามารถออกแบบชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วน (assembled prostheses) แล้วนำไปประกอบกันในช่องปากเชื่อมยึดด้วยเรซินซีเมนต์ได้อีกด้วย ทำให้ไม่ต้องกรอฟันเพื่อให้ได้วิถีการใส่ชิ้นงาน ลดปริมาณการกรอฟันหลักให้น้อยลงได้

นอกจากปัจจัยในเรื่องของการยึดอยู่และความแข็งแรงแล้ว ความสวยงามก็ถือเป็นปัจจัยสำคัญประการหนึ่ง การออกแบบชิ้นงานโครงโลหะส่วนยึดที่คลุมบนฟันหลักด้านบดเคี้ยวทำให้เห็นสีของโลหะส่งผลต่อความสวยงาม อย่างไรก็ตามการออกแบบในส่วนของฟันแขวนที่ทำในลักษณะที่มีสีเหมือนฟันโดยใช้เป็นโลหะเคลือบกระเบื้อง (porcelain-fused-to-metal; PFM) จะช่วยให้มีความสวยงามมากขึ้น[1] สำหรับการศึกษานี้มีการออกแบบชิ้นงานในลักษณะของส่วนพักภายในตัวฟัน (intra-coronal rest) ทำให้ไม่มีส่วนของโลหะอยู่บนด้านบดเคี้ยว ซึ่งนอกจากประโยชน์ในเรื่องของความสวยงามแล้วยังสามารถเพิ่มพื้นที่สำหรับการยึดอยู่ของชิ้นงาน รวมถึงช่วยในการรองรับและถ่ายทอดแรงสู่ฟันหลักด้วย โดยส่วนรองรับ (support) ยังได้จากส่วนที่คลุมเหนือส่วนป่องของฟันและสันกระดูกบริเวณสันเหงือกว่างช่วยรับแรงส่วนหนึ่ง

การทดสอบชิ้นงานด้วยการจำลองการบดเคี้ยวจะใช้แรงกระทำทางกลแบบเป็นวัฏจักร (mechanical load cycling) โดยการศึกษาของ Shortall ในปี 1982 สรุปว่าแรงกระทำทางกลแบบเป็นวัฏจักรบนฟันที่ได้รับการบูรณะ จะเพิ่มความไม่แน่นอนเชิงมิติ (dimensional instability) ซึ่งนำไปสู่ความเสี่ยงของการแทรกซึมและการแตกหักบริเวณขอบของวัสดุบูรณะที่มีความเปราะ[21] ซึ่งฟันธรรมชาติและวัสดุบูรณะต้องรับแรงบดเคี้ยวผ่านการใช้ชีวิตประจำวัน การศึกษานี้จึงใช้แรงกดแบบเป็นวัฏจักรจำลองการบดเคี้ยวในช่องปากก่อนนำชิ้นงานไปทดสอบการยึดอยู่ด้วยวิธีการดึง

สมมติฐานการวิจัย คือ ชิ้นงานประดิษฐ์แบบแยกส่วนของสะพานฟันชนิดติดแน่นเพื่อทดแทนฟันกราม 1 ซี่ โดยใช้ส่วนพักในตัวฟันซึ่งกรอเฉพาะผิวเคลือบฟันร่วมกับการสร้างชั้นไฮบริด ช่วยลดพื้นที่ในการรับแรงบดเคี้ยวของชิ้นงาน อาจส่งผลให้ชิ้นงานต้านต่อปริมาณแรงบดเคี้ยวในฟันหลังได้ในระยะยาว ดังนั้นการศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำการเปรียบเทียบการยึดอยู่ของสะพานฟันชนิดติดแน่นแบบกรอฟันน้อยที่ออกแบบให้มีส่วนพักในตัวฟันด้านประชิดและชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วนกับรูปแบบที่มีส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยวโดยชิ้นงานคลุมฟันในลักษณะออนเลย์ภายหลังจากได้รับแรงกระทำเป็นวัฏจักร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- เปรียบเทียบค่าการยึดอยู่ (retention) ระหว่างรูปแบบที่แตกต่างกันของชิ้นงานสะพานฟันชนิดที่มีการกรอฟันน้อยในฟันหลัง ภายหลังได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร
- ศึกษาลักษณะชั้นไฮบริดบริเวณรอยต่อเคลือบฟันกับเรซินซีเมนต์

คำถามวิจัย

การออกแบบที่แตกต่างกันของสะพานฟันชนิดที่มีการกรอเตรียมฟันหลักน้อย โดยจำกัดเฉพาะส่วนเคลือบฟัน ซึ่งออกแบบชิ้นงานประดิษฐ์แบบแยกส่วน ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีความยืดหยุ่นร่วมกับการสร้างชั้นไฮบริดบนผิวเคลือบฟัน ส่งผลต่อค่าการยึดอยู่ภายหลังจากการจำลองการบดเคี้ยวภายใต้แรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร หรือไม่ ?

สมมติฐานงานวิจัย

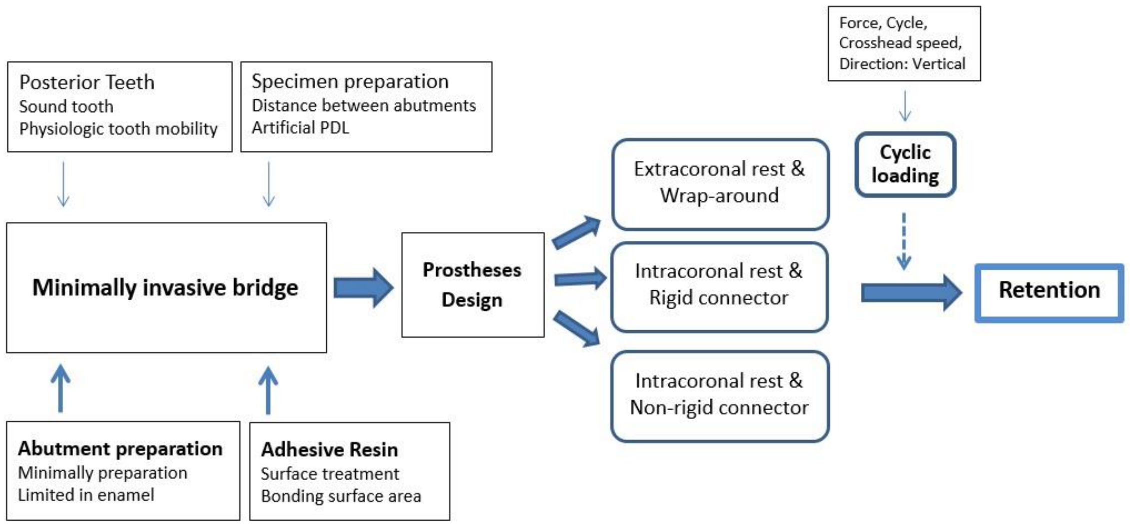
สมมติฐานว่าง: การยึดอยู่ภายหลังจากการได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักรของสะพานฟันที่มีการกรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซิน ระหว่างการออกแบบในรูปแบบที่ใช้ในคลินิกที่ชิ้นงานมีส่วนพักภายนอกตัวฟันซึ่งคลุมฟัน รูปแบบใหม่ที่ชิ้นงานเป็นแบบแยกชิ้นส่วนซึ่งใช้ส่วนพักภายในตัวฟันร่วมกับการใช้ข้อต่อขยับได้ และรูปแบบใหม่ที่ใช้ข้อต่อขยับไม่ได้ ไม่มีความแตกต่างกัน

สมมติฐานแย้ง: การยึดอยู่ภายหลังจากการได้รับแรงกระทำแบบเป็นวัฏจักรของสะพานฟันที่มีการกรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซิน ระหว่างการออกแบบในรูปแบบที่ใช้ในคลินิกที่ชิ้นงานมีส่วนพักภายนอกตัวฟันซึ่งคลุมฟัน รูปแบบใหม่ที่ชิ้นงานเป็นแบบแยกชิ้นส่วนซึ่งใช้ส่วนพักภายในตัวฟันร่วมกับการใช้ข้อต่อขยับได้ และรูปแบบใหม่ที่ใช้ข้อต่อขยับไม่ได้ มีความแตกต่างกัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้สะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินรูปแบบใหม่ที่กรอเตรียมฟันหลักน้อย ให้การยึดอยู่ทางกลที่ดี เพิ่มความสวยงาม สามารถนำไปใช้ได้จริงในช่องปากและใช้งานได้เป็นระยะเวลายาวนานขึ้น

กรอบแนวคิดการวิจัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 2
ทบทวนวรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่น (Fixed partial denture)

กรณีที่ผู้ป่วยมีการสูญเสียฟันธรรมชาติไปเพียงบางซี่ ทันตแพทย์สามารถให้ทางเลือกในการรักษาทางทันตกรรมประดิษฐ์แก่ผู้ป่วยโดยแบ่งออกเป็น 3 ประเภท คือ การใส่ฟันเทียมบางส่วนชนิดถอดได้ (removable partial denture) การใส่ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติ (tooth-supported fixed partial denture) หรือการใส่ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่รองรับด้วยรากเทียม (implant-supported fixed partial denture) ซึ่งแต่ละรูปแบบขึ้นอยู่กับหลากหลายปัจจัยที่ต้องนำมาพิจารณาในการให้การรักษา ได้แก่ หลักชีวกลศาสตร์ สภาวะปริทันต์ ความสวยงาม เศรษฐานะ และความคาดหวังของผู้ป่วย[2]

องค์ประกอบที่สำคัญของการเตรียมฟันสำหรับฟันเทียมติดแน่น แบ่งออกเป็น 3 หมวด[1] คือ

1. การพิจารณาด้านชีววิทยา ซึ่งส่งผลต่อสุขภาพช่องปากของผู้ป่วย
2. การพิจารณาด้านกลศาสตร์ ซึ่งส่งผลต่อความสมบูรณ์และความทนทานของการบูรณะ
3. การพิจารณาด้านความสวยงาม ซึ่งส่งผลต่อภาพลักษณ์ของผู้ป่วย

ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติ แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ แบบดั้งเดิม (conventional tooth-supported fixed partial denture) และแบบที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน (resin-bonded tooth-supported fixed partial denture)[2] ฟันเทียมชนิดติดแน่นที่ใช้ซีเมนต์แบบดั้งเดิม (conventional cement) ซึ่งเป็นซีเมนต์ที่ไม่ยึดติดกับฟัน (non-adhesive cements) เช่น ซีเมนต์ชนิดกรด-เบส จำเป็นต้องทำชิ้นงานฟันเทียมคลุมฟันทั้งซี่เพื่อช่วยเพิ่มการยึดอยู่ทางกล และทำให้เกิดรูปแบบที่ต้านต่อแรงบดเคี้ยว ความลึกในการกรอเตรียมฟันสำหรับฟันหลักจะขึ้นอยู่กับความแข็งแรงและความสวยงามที่ปรากฏของวัสดุบูรณะ โดยต้องการความลึกในการกรอเตรียมฟันหลักประมาณ 1.0 - 1.5 มิลลิเมตร ที่บริเวณด้านบดเคี้ยวเพื่อต้านการแตกหักของวัสดุ และที่บริเวณขอบเพื่อให้ดูเป็นธรรมชาติ[1, 3] ทำให้ต้องกรอฟันเป็นจำนวนมาก ส่งผลทำให้ฟันหลักเกิดความอ่อนแอและอาจนำไปสู่การลุกล้ำต่อโพรงประสาทฟัน หรือการแตกหักของฟันภายหลังรับแรงบดเคี้ยวได้

การกรอเตรียมฟันหลักสำหรับสะพานฟันแบบดั้งเดิม ฟันซี่ที่อยู่ติดสันเหงือกว่างจะได้รับการกรอเพื่อเป็นหลักยึดสำหรับฟันแขวน ถูกกำหนดโดยตำแหน่งของฟันและวัสดุที่ใช้ในการทำสะพานฟัน ฟันหลักที่อยู่ในสภาพดีต้องถูกกรอจนมีขนาดเล็กลงเพื่อปรับให้เข้ากับวัสดุที่ใช้บูรณะและแนวการใส่

สะพานฟัน ชิ้นงานฟันเทียมจะถูกทำขึ้นเพื่อบูรณะฟันให้มีขนาดและรูปร่าง รวมถึงแนวการเรียงตัวและการสบฟันที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติที่ถูกถอนไป ความล้มเหลวของสะพานฟันแบบดั้งเดิม เช่น การรั่วบริเวณขอบรอยต่อระหว่างฟันและชิ้นงาน อาการเสียวฟันหลังการทำหัตถการ และฟันผุ อาจนำไปสู่การสูญเสียฟันหลักได้[2, 3]

เคลือบฟัน (enamel) ถือเป็นเนื้อเยื่อที่มีความแข็งแรงมากที่สุดในร่างกายมนุษย์ โดยที่ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ของเคลือบฟันมีขนาดใหญ่กว่าเนื้อฟัน (dentin) ส่งผลให้เคลือบฟันเป็นโครงสร้างที่มีประสิทธิภาพในการปกป้องเนื้อฟันและโพรงประสาทฟันจากการแทรกซึมของสิ่งกระตุ้นจากภายนอก ไม่ว่าจะเป็นกรดหรือเชื้อจุลชีพในช่องปาก[4] ดังนั้นเมื่อเคลือบฟันซึ่งเป็นโครงสร้างที่สารต่างๆ ไม่สามารถซึมผ่านได้ถูกกรอออกไป และเนื้อฟันซึ่งเป็นโครงสร้างที่ยอมให้สารต่างๆ ซึมผ่านได้ถูกเผยผึ่งในระหว่างขั้นตอนการกรอเตรียมฟัน จึงเป็นสาเหตุของความล้มเหลวทางชีววิทยา (biological failure) ของการใส่ฟันเทียมชนิดติดแน่นได้ เช่น อาการเสียวภายหลังทำหัตถการ อาการปวด ฟันผุซ้ำ และพยาธิสภาพของโพรงประสาทฟัน และ/หรือฟันหลักแตกหัก[3, 5]

ในปี 1955 Buonocore ได้เริ่มต้นแนวคิดใหม่ในการพัฒนาสารยึดติดในทางทันตกรรม และประสบความสำเร็จในการเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติดระหว่างวัสดุคริลิกเรซินกับผิวเคลือบฟัน โดยการใช้กรดฟอสฟอริกทาไปบนผิวเคลือบฟันเพื่อเพิ่มพื้นที่ผิวในระดับไมครอน[6] เริ่มแรกเทคนิคนี้ถูกนำมาใช้ในการยึดวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตเข้ากับเคลือบฟันบริเวณฟันหน้าในกรณีที่มีการแตกหักของฟันตัดหน้าที่ไม่รุนแรง ต่อมาขั้นตอนการยึดติดนี้ถูกนำมาใช้ในฟันหลัง รวมถึงมีการประยุกต์ใช้สำหรับวัสดุบูรณะฟันโดยตรงรวมทั้งอมัลกัมเพื่อให้สามารถยึดติดกับโครงสร้างฟันได้และปรับปรุงให้เกิดความแนบสนิทตามขอบได้ดีขึ้นเพื่อช่วยเสริมความแข็งแรงของโครงสร้างฟันที่เหลืออยู่[6, 22, 23]

สะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน (resin-bonded bridge; RBB) เป็นการยึดฟันแขวนเข้ากับเคลือบฟันโดยใช้เรซินซีเมนต์ ด้วยการทำให้เกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ (complete hybridization) ของเรซินเข้าไปในผิวฟัน และด้วยคุณสมบัติที่มีความยืดหยุ่นของเรซินชนิดโฟร์เมตตาเอ็มเอ็มเอทีบีบีและพีเอ็มเอ็มเอ[17] เมื่อนำมาใช้ในการยึดชิ้นงานฟันเทียมเข้ากับฟันหลักที่ไม่มีการกรอเตรียมฟันหรือมีการกรอเตรียมฟันน้อย ก็จะสามารถปรับปรุงความต้านทานต่อแรงที่เกิดจากการใช้งานปกติในบางตำแหน่งได้ ซึ่งการรักษาเชิงอนุรักษ์ (conservative treatment) มีการทดสอบแล้วว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจและไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อ[24]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ทันตกรรมที่มีการกรอฟันน้อย (Minimally invasive dentistry)

จุดประสงค์พื้นฐานของงานด้านสุขภาพคือการคงสภาพโครงสร้างและการทำงานของร่างกายมนุษย์ให้เป็นปกติมากที่สุดเท่าที่จะทำได้[25] คำจำกัดความที่อธิบายเกี่ยวกับการรักษาทางทันตกรรมที่กรอฟันน้อย คือ เป็นการรักษาทางทันตกรรมที่เกี่ยวข้องกับวิธีการเก็บรักษาเนื้อเยื่อแข็งและเนื้อเยื่ออ่อนในช่องปาก ซึ่งสุขภาวะที่ดีสำหรับฟันธรรมชาติจะสัมพันธ์กับการเก็บรักษาโครงสร้างฟันจากการทำลายให้มากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้[24]

โดยทั่วไปการกรอเตรียมฟันหลักสำหรับงานสะพานฟันที่ยึดด้วยเรซินแต่ละรูปแบบจะถูกจำกัดที่เคลือบฟันเท่านั้น และชิ้นงานฟันเทียมจะถูกออกแบบมาเพื่อให้เกิดการสูญเสียโครงสร้างฟันน้อยที่สุด ดังนั้นจะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับฟันหลักซึ่งอยู่ในสภาพดีและไม่ผุ เป้าหมายที่สำคัญของการทำสะพานฟันที่ยึดด้วยเรซินคือการใส่ฟันเทียมทดแทนฟันที่สูญเสียไปร่วมกับการป้องกันความสูญเสียที่จะเกิดขึ้นกับโครงสร้างฟันหลักซี่ที่อยู่ติดสันเหงือกว่างให้มากที่สุด โดยใช้ประโยชน์ในการยึดชิ้นงานจากคุณสมบัติของเรซินซีเมนต์ซึ่งสามารถยึดติดกับโครงสร้างฟันได้[1, 3] ร่วมกับการปรับสภาพผิวโลหะด้วยการกัดผิวโลหะโดยใช้วิธีเคมีไฟฟ้า[26] หรือการเป่าทรายด้วยอลูมินา (sandblast)[16] บนผิวโลหะสามารถปรับปรุงการยึดติดทางกลระหว่างโลหะและสารยึดเรซินได้ การบูรณะในงานสะพานฟันที่ยึดด้วยเรซิน ประกอบด้วย ฟันแขวนที่รองรับด้วยส่วนยึดโลหะบาง (metal retainer) ติดกับเคลือบฟันด้านใกล้ลิ้นและด้านประชิดของฟันหลัก

การใส่ฟันเทียมแบบอนุรักษ์ (conservative prostheses) นี้ขึ้นอยู่กับการยึดระหว่างเคลือบฟันและชิ้นงานโลหะที่ได้รับการปรับสภาพผิว รวมถึงการกำหนดขอบเขตในการเชื่อมยึดชิ้นงานโลหะบนฟันหลัก ซึ่งยังมีความเข้าใจที่จำกัดเกี่ยวกับการวางแผนการรักษาที่ถูกต้องและรูปแบบที่ต้านการหลุดและการยึดอยู่ที่เพียงพอ โดยในช่วงแรกการออกแบบส่วนยึดสำหรับชิ้นงานฟันเทียมที่ใช้โดยทั่วไปยังไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากยึดเพียงด้านใกล้ลิ้นของเคลือบฟันเท่านั้นและมีความยากในการกัดผิวโลหะที่ถูกต้องเหมาะสม ต่อมาการออกแบบได้รับการปรับปรุงร่วมกับมีเทคโนโลยีใหม่ๆ ทำให้การยึดติดระหว่างสารยึดติดเรซินกับโลหะผสมดีขึ้น ซึ่งนำไปสู่ขั้นตอนการใส่ฟันเทียมที่ง่ายและเชื่อถือได้มากขึ้น[1, 3]

วิวัฒนาการของฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซิน (Development of minimally invasive resin-bonded fixed partial dentures)

ฟันเทียมที่ยึดด้วยเรซินในช่วงแรกสุด เป็นการนำฟันธรรมชาติที่ถูกถอนหรือซี่ฟันอะคริลิก (acrylic tooth) มาใช้เป็นฟันแขวนยึดกับพื้นผิวฟันด้านประชิดและด้านใกล้ลิ้นของฟันหลักด้วยคอมโพสิตเรซิน แต่เนื่องจากคอมโพสิตเรซินที่ใช้เชื่อมยึดมีความเปราะ จึงต้องมีลวดหรือโครงตาข่ายโลหะสแตนเลส (stainless steel mesh framework) รองรับ อย่างไรก็ตามสิ่งที่เกิดขึ้นคือการเสื่อมสภาพ (degradation) ของคอมโพสิตเรซินที่ยึดกับลวดและโครงตาข่ายโลหะ อีกทั้งฟันแขวนเชื่อมยึด (bonded pontics) นี้ถูกจำกัดให้ใช้เฉพาะกรณีที่ช่วงห่างของการใส่ฟันสั้นๆ ในฟันหน้า และการใส่ฟันเทียมแบบนี้มีอายุการใช้งานสั้น ดังนั้นฟันแขวนเชื่อมยึดจึงเหมาะที่จะแนะนำให้ใช้กับผู้ป่วยเฉพาะกรณีที่ใช้ทดแทนฟันเป็นการชั่วคราว[1, 3]

ในปี 1973 Rochette ได้เริ่มนำแนวคิดเกี่ยวกับการเชื่อมยึดแถบโลหะหล่อ (cast metal bar) ที่บริเวณพื้นผิวด้านใกล้ลิ้นของฟันหน้ามาใช้ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อดามฟันระหว่างการรักษาโรคปริทันต์ (periodontal therapy) หรือใส่ฟันทดแทนฟันที่หายไป เรียกว่า Rochette bridge โดยใช้เทคนิคกรดกัด (acid-etch technique) เคลือบฟัน ร่วมกับการใช้เรซินซีเมนต์ชนิดไม่มีวัสดุอัดแทรก (unfilled resin cement) โดยแขนยึดจะทำในลักษณะเป็นรูพรุนเพื่อให้เกิดการยึดติดทางกล (mechanical interlocking) วิธีการนี้ช่วยลดการกรอฟัน ใช้งานง่าย ช่วยลดระยะเวลาในคลินิก และลดค่าใช้จ่าย[7] แต่อย่างไรก็ตามฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่ยึดด้วยวัสดุเรซินของ Rochette เกิดความล้มเหลวทางคลินิกได้ เนื่องจากพื้นที่ยึดติดของพื้นผิวบริเวณปีกซึ่งเรซินซีเมนต์ยึดอยู่ จะถูกจำกัดในส่วนของรูพรุนเท่านั้น ไม่ได้เกิดการยึดติดโดยสมบูรณ์ และยังเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดการแตกหักของปีกโลหะ (metal wing) ซึ่งเป็นบริเวณที่อ่อนแอจากรูพรุนนั้น และไม่สามารถที่จะรับแรงบดเคี้ยวที่เกิดซ้ำๆ ในระยะยาวได้[13]

ต่อมาในปี 1977 Howe และ Denehy ได้นำแนวคิดของ Rochette มาประยุกต์ใช้ในการออกแบบฟันเทียมบางส่วนติดแน่นยึดกับเคลือบฟันของฟันหลักในฟันหน้า โดยไม่มีการกรอเตรียมฟัน และพบว่าระยะเวลาการใช้งานของฟันเทียมชนิดนี้เหมาะสำหรับการใช้งานเพียงชั่วคราวเท่านั้น[27]

หลังจากนั้น Livaditis ในปี 1980 ได้เสนอแนะให้มีการปรับปรุงฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่เชื่อมด้วยเรซินซีเมนต์จากรูปแบบดั้งเดิม โดยการออกแบบเพื่อใช้สำหรับฟันหลัง รูปแบบของฟันเทียมนี้ประกอบด้วย การเพิ่มการกรอเตรียมฟันในส่วนของระนาบนำจากทางผิวฟันทางด้านใกล้ลิ้นไปยังด้านประชิดของฟัน และเตรียมฟันเป็นส่วนพักด้านบดเคี้ยวเพื่อต้านการกดของฟันเทียมลง

บนเนื้อเยื่อเหงือก แต่อย่างไรก็ตามรูที่ทำขึ้นบริเวณปีกโลหะหล่อก็ยังเป็นจุดที่ทำให้โครงโลหะมีความอ่อนแอและให้การยึดติดที่ไม่เพียงพอสำหรับการใช้งานในระยะยาว[9]

หลังจากนั้น Livaditis และ Thompson ในปี 1981 จึงได้มีการพัฒนาวิธีการสำหรับปรับสภาพผิวโลหะเพื่อเพิ่มการยึดติดแทนการเจาะรูบนชิ้นงาน เช่น การกัดผิวโลหะโดยใช้วิธีเคมีไฟฟ้า (electrolytic etching) บนโลหะผสมชนิดที่ไม่มีทองเป็นส่วนผสม (non-precious metal alloy) เพื่อให้เกิดความขรุขระของพื้นผิว เรียกว่า Maryland bridge อย่างไรก็ตามข้อด้อยของวิธีนี้คือต้องใช้อุปกรณ์พิเศษที่มีเฉพาะในห้องปฏิบัติการเท่านั้น และคุณภาพของการกัดกร่อนขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ประกอบด้วย ชนิดของโลหะ ชนิดของกรดที่ใช้กัด ความเข้มข้นของกรดที่ใช้ ระยะเวลาในการกัดกร่อน และความหนาแน่นของอัตราการไหลของกระแสไฟฟ้า อีกทั้งการควบคุมคุณภาพของพื้นผิวที่ปรับสภาพแล้ว ยังเป็นปัญหาทางคลินิกอยู่ เนื่องจากความขรุขระของพื้นผิวที่เกิดขึ้นมีขนาดเล็กในระดับไมครอนทำให้ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า จะต้องใช้กล้องจุลทรรศน์ในการประเมินคุณภาพการกัดกร่อน[26, 28] นอกจากนี้ภายหลังในปีเดียวกันนี้ คือ ปี 1981 McLaughlin ก็ได้เสนอแนะให้มีการเพิ่มร่องบนฟันหลัก เพื่อช่วยเพิ่มการยึดอยู่ให้มากขึ้น[10]

วิธีการปรับสภาพพื้นผิวโลหะหลายวิธีได้รับการพัฒนาขึ้น อันเป็นผลมาจากความสนใจเกี่ยวกับการกัดผิวโลหะไร้สกุล (base metal) เพื่อให้เกิดส่วนคอดทางกลระดับซึ่งสามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าบนพื้นผิวด้านในส่วนยึดของชิ้นงาน เป็นที่รู้จักกันในชื่อ Virginia bridge ซึ่งเกี่ยวข้องกับเทคนิคที่ผลึกเกลือถูกทำลาย (lost salt crystal technique) โดยบนแบบหล่อทำงาน (working cast) นั้นฟันหลักจะถูกเคลือบด้วยการพ่นโมเดลสเปรย์และการทาสารหล่อลื่น และภายในขอบเขตของส่วนยึดโลหะ (retainer) ผลึกเกลือจะถูกโปรยไปบนพื้นผิวชั้นเดียวในรูปแบบเดียว โดยเหลือห่างจากขอบที่ไม่มีผลึก 0.5 มิลลิเมตร ตามด้วยการทาแบบเรซิน ภายหลังจากการลงแบบเรซินแล้วผลึกเกลือจะถูกละลายออกจากพื้นผิวของแบบเรซิน อย่างไรก็ตามวิธีการยึดติดทางกลซึ่งมองเห็นด้วยตาเปล่าดังกล่าวมานี้จะถูกแทนที่ด้วยเรซินซีเมนต์ ซึ่งวิธีการนี้จะเกิดขึ้นได้กับชิ้นงานโลหะผสมโดยส่วนใหญ่ถ้าหากสามารถทำการปรับสภาพผิวโลหะได้อย่างถูกต้อง[1]

ต่อมา Wiltshire ในปี 1986 ได้มีการนำผงอลูมินามาใช้สำหรับการกัดผิวชิ้นงานโลหะหล่อในระดับไมครอน เช่น การเป่าทราย ข้อดีของการเป่าทราย ประกอบด้วย ราคาที่ไม่แพง มีความปลอดภัย และใช้งานง่ายโดยสามารถใช้ปรับสภาพผิวโลหะได้โดยตรงในคลินิกทันตกรรมเพราะเทคนิคไม่ยุ่งยาก สามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวที่ปรับสภาพได้ด้วยตาเปล่า และให้ผลทางคลินิกรวมถึงอัตราการอยู่รอดของงานฟันเทียมที่ยึดด้วยเรซินไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญจากการกัดผิวโลหะโดยใช้วิธีเคมีไฟฟ้า[16]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การเตรียมผิวโลหะสำหรับการยึดติดอีกวิธีหนึ่งคือการเคลือบด้วยซิลิกาเป็นชั้นบางๆ ประมาณ 5 ไมโครเมตร ไปบนโลหะ ซึ่งจะทำปฏิกิริยาเคมีกับสารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent) ซึ่งทาก่อนยึดด้วยเรซินซีเมนต์ วิธีนี้ก็ให้ค่าการยึดติดที่ดีไม่ต่างจากวิธีอื่นที่กล่าวมาแล้ว ข้อด้อยของการใช้วิธีนี้คือเครื่องที่ใช้สำหรับเคลือบซิลิกามีราคาแพงและค่าการยึดติดจะลดลงหากทำการยึดชิ้นงานช้าเกินไป[13]

ในปี 1993 Barrack และคณะ ได้เสนอรูปแบบของส่วนพักด้านบดเคี้ยว 2 ตำแหน่ง ประกอบด้วยด้านใกล้กลาง (mesial) และด้านไกลกลาง (distal) ของฟันหลักสำหรับฟันหลัง เพื่อเพิ่มการยึดอยู่และระยะเวลาการใช้งานยาวนานขึ้น[29]

จนกระทั่งในปี 1996 El-Mowafy ได้นำเสนอรูปแบบของฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ โดยใส่ในฟันหลังกรณีฟันหายไปเพียงซี่เดียว ซึ่งประกอบด้วยส่วนที่คลุมด้านใกล้ลิ้น, ด้านประชิดของฟัน, ส่วนพักด้านบดเคี้ยว และเพิ่มในส่วนของช่อง (slot) ด้านประชิด บริเวณที่ติดกับสันเหงือกว่าง โดยชิ้นงานจะทำในลักษณะของโลหะที่ยื่น (metal projection) เข้าไปวางในส่วนของช่องด้านประชิดนั้น และอุดปิดทับด้านบนด้วยเรซินคอมโพสิตเพื่อเพิ่มการยึดอยู่ของชิ้นงานฟันเทียม แต่อย่างไรก็ตามการกรอเตรียมฟันด้วยวิธีนี้จะทำให้เกิดการสูญเสียเนื้อฟันไปเป็นจำนวนมาก[8]

ปัจจุบันวัสดุบูรณะสีเหมือนฟันได้ถูกพัฒนาขึ้นและได้รับความนิยม เนื่องจากคุณสมบัติที่ดีของตัววัสดุที่สามารถเข้ากับเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตได้ (Biocompatibility) และให้ความสวยงามใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่ทำจากวัสดุคอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใยได้รับความสนใจเพราะมีสีที่เหมือนฟันธรรมชาติและมีความแข็งแรงจากเส้นใยที่เสริมแรงเข้าไป ซึ่งเป็นทางเลือกที่น่าสนใจในการนำมาใช้ในกรณีใส่ฟันทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปนอกเหนือจากการใช้วัสดุที่รองรับด้วยโลหะแบบดั้งเดิม การออกแบบคอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใยแบบอินเลย์ (inlays) โดยทั่วไปจะมีการกรอเตรียมฟันในลักษณะรูปร่างคล้ายกล่อง (box-shape) บริเวณด้านประชิดของฟันหลักโดยการขยายขอบเขตให้มากที่สุดเพื่อให้เพียงพอที่จะรองรับโครงร่างของเส้นใยและเพื่อส่งเสริมการยึดอยู่ของชิ้นงาน การกรอเตรียมฟันรูปร่างคล้ายอ่าง (tub-shape) มักจะถูกนำมาใช้กรณีที่พื้นที่ไม่เพียงพอที่จะกรอเตรียมฟันหลักในลักษณะคล้ายกล่องได้ หรือเพื่อป้องกันการระคายเคืองต่อโพรงประสาทฟัน โดยทั่วไปการออกแบบนี้จะใช้ในกรณีใส่สะพานฟัน 3 ซี่ เพื่อทดแทนฟันกรามน้อยหรือฟันกรามแท้เพียงซี่เดียว ซึ่งความยาวช่องว่างฟันที่ใส่ทดแทน (intra-abutment span) ไม่เกิน 15 มิลลิเมตร ความแข็งแรงต่อการแตกหักของวัสดุขึ้นอยู่กับหลายปัจจัยประกอบด้วยความหนาของการบูรณะ การออกแบบรูปแบบการเตรียมฟัน และคุณสมบัติของสารยึดติด[30] อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่าการใช้คอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใยต้องการพื้นที่สำหรับความหนาของวัสดุเพื่อต้านต่อความเค้นซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ต้องกรอตัดฟันออกไปจำนวนมาก

สำหรับการใช้ระบบเซรามิกล้วน (all-ceramic) ซึ่งทั้งกลาสเซรามิก (glass-ceramic) และออกไซด์เซรามิกที่มีความแข็งแรงสูง (high strength oxide ceramic) สามารถนำมาใช้เพื่อทำให้ชิ้นงานมีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติ[13] เซอร์โคเนียทางทันตกรรมเป็นเซรามิกชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติทางกลที่ดีเช่นเดียวกับโลหะและถูกนำมาใช้ในกรณีที่เป็นโครงสร้างฐานช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับชิ้นงานฟันเทียมชนิดติดแน่น โดยขนาดของข้อต่อควรมีความหนา 3 x 3 ตารางมิลลิเมตร หรือมีพื้นที่หน้าตัด 9 ตารางมิลลิเมตร จึงจะสามารถต้านต่อแรงที่มากระทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นงานได้ ส่งผลให้จำเป็นต้องกรอฟันหลักออกไปจำนวนมากเพื่อให้มีพื้นที่เพียงพอสำหรับความหนาของวัสดุ[31] อย่างไรก็ตามเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่เฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมี (chemical inert material) ซึ่งส่งผลให้ความแข็งแรงต่อการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์และโครงสร้างฟันมีค่าที่ต่ำมาก

ข้อดีของสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน[1]

- กรอฟันน้อย (Minimal removal of tooth structure)
- โอกาสสร้างความบาดเจ็บต่อโพรงประสาทน้อย (Minimal potential for pulpal trauma)
- ไม่จำเป็นต้องใส่ยาชา (Anesthesia not usually required)
- ขอบเขตของการเตรียมฟันอยู่เหนือเหงือก (Supragingival preparation)
- พิมพ์ง่าย (Easy impression making)
- ไม่จำเป็นต้องทำการบูรณะชั่วคราว (Interim restoration no usually required)
- ลดเวลาการทำงานข้างเก้าอี้ในคลินิก (Reduced chair time)
- สามารถยึดซ้ำได้ (Rebonding possible)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ข้อด้อยของสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน[1]

- อายุการใช้งานสั้นลง (Reduced restoration longevity)
- จำเป็นต้องทำการปรับสภาพผิวเคลือบฟัน (Enamel modifications are required)
- การแก้ไขช่องว่างทำได้ยาก (Space correction is difficult)
- ฟันหลักต้องมีแนวการเรียงตัวที่ดี (Good alignment of abutment teeth is required)
- ไม่ค่อยสวยงามในฟันหลัง (Esthetics are compromised on posterior teeth)

ข้อบ่งชี้ของสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน[1]

- แทนที่ฟันหน้าที่หายไป (Replacement of missing anterior teeth in children and adolescents)
- ช่องว่างระหว่างฟันสั้น (Short span)
- ฟันหลักที่ไม่ได้รับการบูรณะ (Unrestored abutments)
- การแทนที่ฟันหลังเพียงซี่เดียว (Single posterior tooth replacement)
- ความสูงของตัวฟันทางคลินิกมีความเหมาะสม (Significant clinical crown length)
- สามารถควบคุมความชื้นได้ดี (Excellent moisture control)

ข้อห้ามของสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน[1]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

- มีอุปนิสัยบดเคี้ยวประเภททำงานนอกหน้าที่ (Para-functional habits)
- สันเหงือกว่างยาว (Long edentulous spans)
- ฟันหลักที่ได้รับการบูรณะหรือได้รับความเสียหาย (Restored or damaged abutments)
- เคลือบฟันที่ไม่สมบูรณ์ (Compromised enamel)
- สบฟันลึก (Deep vertical overlap)
- แพ้นิคเกิล (Nickel allergy)

ข้อจำกัดของฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซิน

ข้อจำกัดของการบูรณะด้วยฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซินคืออุปนิสัยบดเคี้ยวประเภททำงานนอกหน้าที่ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการนอนกัดฟัน (Bruxism) ซึ่งมีรายงานว่ามีความสัมพันธ์กับอัตราการหลุดที่สูงภายหลังการรักษา[1, 32]

ปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จของการใส่ฟันเทียมชนิดนี้ นอกจากการออกแบบชิ้นงานฟันเทียมและประเภทของซีเมนต์ที่ใช้ในการยึดชิ้นงานแล้วยังมีปัจจัยอื่นอีกหลายปัจจัย[13] โดยอายุของผู้ป่วยที่ใส่ชิ้นงานประดิษฐ์และประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้ให้การรักษาถือเป็น 2 ปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อการอยู่รอด[33] นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการบูรณะในขากรรไกรบนและล่างพบว่าในขากรรไกรบนมีโอกาสเกิดความล้มเหลวมากกว่าขากรรไกรล่าง[34] และในฟันหน้ามีอัตราการอยู่รอดสูงกว่าฟันหลัง[35] อีกทั้งการเลือกใช้ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยเรซินซีเมนต์ควรจำกัดให้ใช้สำหรับทดแทนฟันที่สูญเสียไปเพียงหนึ่งซี่เท่านั้น เนื่องจากการมีฟันแขวนหลายตัวจะสัมพันธ์กับอัตราความล้มเหลวที่สูงขึ้น[1, 12] และการใช้ฟันหลักซึ่งมีการเคลื่อนที่แตกต่างกันส่งผลให้เกิดแรงเฉือนและความเค้นสูงในส่วนพื้นที่ยึดติด ซึ่งนำไปสู่ความล้มเหลวได้[13]

ประเภทของโลหะผสมที่ใช้มีผลต่อระยะเวลาการใช้งาน โดยพบว่าชิ้นงานโลหะหล่อที่ทำจากโลหะผสมนิคเกิลโครเมียม (nickel-chromium) ได้รับความนิยมมากกว่าโลหะผสมทอง (gold-base alloy) เนื่องจากชิ้นงานโลหะหล่อที่ทำจากโลหะผสมทองจะมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่ต่ำกว่า และจำเป็นต้องมีความหนาเพียงพอที่จะให้ความแข็งแรงที่พอเพียง อีกทั้งค่าแรงยึดของเรซินซีเมนต์บนผิวโลหะหล่อที่ทำจากทองมีค่าต่ำ และอาจไม่เหมาะสมในการรับแรงเค้นจากการใช้งานระยะยาวในช่องปาก[13, 36] ปัจจุบันมีการนำวัสดุประเภทเซรามิกล้วน และคอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใย (fiber-reinforce composite) มาใช้ในการบูรณะ เนื่องจากมีสีที่เหมือนฟันและให้ความสวยงามมากกว่าโลหะ ซึ่งสีของโลหะมักปรากฏบริเวณด้านประชิดของฟันหลักทำให้ไม่สวยงาม[37-39]

การอยู่รอด (survival rate) ภาวะแทรกซ้อน (complication) อายุการใช้งาน (longevity) และความล้มเหลว (failure) ของฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยเรซินซีเมนต์

อัตราการอยู่รอดของสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน ซึ่งข้อมูลประกอบด้วยการบูรณะในหลายเทคนิค ตั้งแต่รูปแบบที่มีการกรอฟันน้อย ไปจนถึงการกรอร่อง ระนาบนำ และทำชิ้นงานคลุมฟัน เพื่อเพิ่มการยึดอยู่ โดยทำการรวบรวมและสรุปผลทั้งในฟันหน้าและฟันหลัง พบว่ามีค่าโดยประมาณคิดเป็น 87.7% (95% CI) หลังจาก 5 ปี[15] และอัตราการอยู่รอดของสะพานฟันหลังที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซินในลักษณะที่ชิ้นงานเป็นโลหะยึดบนฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้ที่ได้รับการกรอเตรียมระนาบนำและส่วนพักด้านบดเคี้ยว จากการติดตามผลเป็นระยะเวลามากกว่า 7.5 ปี พบว่ามีค่าโดยประมาณคิดเป็น 44%[40]

ภาวะแทรกซ้อนของงานฟันเทียมชนิดติดแน่นในทางคลินิก เมื่อวิเคราะห์ผลการใช้งานในช่วง 1 - 4 ปี พบว่ามีอุบัติการณ์ของการเกิดภาวะแทรกซ้อนต่ำกว่าภายหลังการใช้งานไปแล้ว 5 ปี ซึ่งภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้น ประกอบด้วย การหลุดของชิ้นงาน ฟันหลักเปลี่ยนสี ฟันหลักผุ พอร์ซเลนแตก และโรคปริทันต์[12] โดยการหลุดหรือสูญเสียการยึดติดของชิ้นงานเป็นอุบัติการณ์ที่พบได้มากที่สุดสำหรับงานสะพานที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซิน[12, 14, 15] อัตราการหลุดของชิ้นงานสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินที่บูรณะในฟันหลังที่อายุการใช้งาน 5 ปี พบว่ามีค่าคิดเป็น 22.8% (95% CI)[15] โดยอัตราการหลุดจะแตกต่างกันไปตามระยะเวลาการใช้งานทางคลินิกคือเมื่อทำการวิเคราะห์ในกลุ่มที่ใส่ชิ้นงานในระยะเวลาน้อยกว่า 2 ปี พบว่าค่าเฉลี่ยอัตราการหลุดอยู่ที่ 10% เมื่อทำการศึกษาในช่วงหลังจากใส่ชิ้นงานไปแล้ว 2 - 5 ปีพบว่าค่าเฉลี่ยอัตราการหลุดอยู่ที่ 20% และเมื่อทำการวิเคราะห์ผลหลังจากใส่ชิ้นงานไปแล้ว 5 ปีพบว่าค่าเฉลี่ยอัตราการหลุดอยู่ที่ 24%[12] โดยปัจจัยที่มีผลต่อการหลุดของชิ้นงานพบว่าสัมพันธ์กับตำแหน่งของขากรรไกร ตำแหน่งของฟันในขากรรไกร ปริมาณการกรอเตรียมฟัน เพศ อายุ ความยาวสันเหงือกว่าง (span length) และแรงบดเคี้ยว เมื่อพิจารณาในแง่ของปริมาณการกรอเตรียมฟันโดยทำการเปรียบเทียบระหว่างกรอฟันน้อยหรือไม่กรอฟันเลย กับการกรอเตรียมฟันหลักเพื่อให้เกิดการยึด เช่น การกรอระนาบนำบนพื้นผิวด้านประชิดของฟัน การกรอร่องด้านประชิด และการกรอส่วนพัก เป็นต้น พบมีทั้งรายงานว่าอัตราการหลุดลดลงเมื่อทำการกรอเตรียมฟัน แต่ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ[12] และพบว่าอัตราการหลุดของสะพานที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซินในฟันหลังสูงกว่าในฟันหน้า นอกจากนี้ภาวะแทรกซ้อนทางชีววิทยา (biological complication) ที่พบคือฟันหลักผุและโรคปริทันต์อักเสบของฟันหลัก ดังนั้นมีความจำเป็นที่จะต้องมีการศึกษาด้วยการติดตามผลการรักษาเป็นระยะเวลา 10 ปีหรือมากกว่าเพื่อวิเคราะห์ผลที่เกิดขึ้นในระยะยาว[15]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เมื่อวิเคราะห์ถึงความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในงานสะพานฟันที่เชื่อมด้วยเรซินซีเมนต์ 3 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ทำชิ้นงานด้วยโครงโลหะ คอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใย และเซรามิกล้วน พบว่าอัตราความล้มเหลวที่เกิดขึ้นต่อปีสำหรับชนิดคอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นใยมีค่าต่ำกว่าชนิดโครงโลหะเล็กน้อย โดยชนิดเซรามิกล้วนมีอัตราความล้มเหลวสูงที่สุด ซึ่งภาวะแทรกซ้อนที่พบได้มากที่สุดสำหรับชนิดโครงโลหะคือการหลุดอย่างที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น แต่ภาวะแทรกซ้อนที่พบได้มากที่สุดสำหรับชนิดคอมโพสิตเสริมแรงด้วยเส้นคือการหลุดของคอมโพสิตวีเนียร์ (delamination) และสำหรับชนิดเซรามิกล้วนคือการแตกของโครงสร้างสะพานฟัน (fracture of the framework)[14] ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่ออายุการใช้งานของสะพานที่ยึดด้วยวัสดุเรซินชนิดที่ทำจากโลหะ ประกอบด้วยอายุของผู้ป่วยโดยในผู้ป่วยที่มีอายุยังน้อยการเตรียมผิวฟันสำหรับการยึดชิ้นงานเป็นสิ่งจำเป็น รวมถึงประสบการณ์ของทันตแพทย์ หากทันตแพทย์มีประสบการณ์ก็จะมีอายุการใช้งานที่ยาวนานกว่า[33] นอกจากนี้การออกแบบชิ้นงานที่โอบรอบฟันมากกว่า 180 องศา จะส่งผลให้แรงที่มากระทำส่งผลต่อการบิดหลุดของชิ้นงานลดลง เมื่อเทียบกับชิ้นงานที่คลุมฟันน้อย[1]

จากผลการรักษาทางคลินิกในผู้ป่วยที่ทำการบูรณะด้วยสะพานฟันที่ยึดด้วยวัสดุเรซินชนิดกรอฟันน้อยทดแทนฟันกรามล่างซี่ที่ 1 โดยกรอฟันเฉพาะระนาบนำเพื่อให้ได้วิถีการใส่ชิ้นงาน และกรอด้านบดเคี้ยวเพื่อเป็นแอ่งรับนอกตัวฟัน แล้วทำชิ้นงานที่มีลักษณะคลุมฟันบางส่วนในลักษณะออนเลย์ ยึดชิ้นงานด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี พบว่ามีระยะเวลาการใช้งานได้มากกว่า 10 ปี นอกจากนี้จากผลการรักษาทางคลินิกในผู้ป่วยที่ได้รับการบูรณะด้วยสะพานฟันที่มีการกรอฟันน้อย ซึ่งฟันหลักมีทั้งฟันหน้า, ฟันกรามน้อยและฟันกราม โดยทำชิ้นงานคลุมฟันเพียงบางส่วนชนิดโลหะเคลือบกระเบื้องร่วมกับการใช้ข้อต่อขยับได้ โดยยึดชิ้นงานเข้ากับฟันหลักด้วยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีชนิดผงทึบแสง (opaque powder) พบว่ามีอายุการใช้งานมากกว่า 10 ปี โดยไม่มีการผุ หรือร่องลึกปริทันต์[3] เป็นรูปแบบการออกแบบชิ้นงานโดยการนำหลักการของข้อต่อขยับได้มาใช้เพื่อช่วยลดแรงที่จะกระทำต่อฟันหลักที่มากเกินไปทั้งในแนวดิ่งและแนวราบ และช่วยให้การเคลื่อนของฟันหลักไม่ส่งผลต่อการหลุดของชิ้นงาน[1] เนื่องจากฟันหน้าและฟันกรามที่รับแรงแตกต่างกัน ในทิศทางที่ต่างกัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ข้อต่อสำหรับงานฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่น (Connectors for fixed partial dentures)

ส่วนเชื่อมต่อหรือข้อต่อของสะพานฟัน เป็นส่วนประกอบที่เชื่อมยึดฟันแขวนกับฟันหลัก โดยส่วนใหญ่จะทำในลักษณะข้อต่อขยับไม่ได้ (rigid connector) แต่อย่างไรก็ตามในบางกรณี เช่น พื้นที่สันเหงือกว่างมีหลายตำแหน่งร่วมกับมีฟันหลักซึ่งอยู่ระหว่างกลางก็สามารถเลือกใช้ข้อต่อขยับได้ (non-rigid connector) เพื่อช่วยลดปริมาณการกรอฟันหลักให้น้อยลงและ/หรือลดแรงที่จะกระทำต่อฟันหลักที่มากเกินไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อใช้กรณีใส่ฟันเทียมทดแทนฟันหน้าและฟันหลังด้วยฟันเทียมติดแน่นชิ้นเดียว ซึ่งข้อต่อขยับไม่ได้ในโครงโลหะสามารถสร้างขึ้นด้วยวิธีการหล่อ (casting) โดยข้อต่อโลหะหล่อที่ทำขึ้นจะมีรูปร่างเช่นเดียวกับแบบขี้ผึ้ง (wax pattern) ส่วนข้อต่อขยับได้สามารถทำขึ้นโดยการใช้แบบขี้ผึ้งสำเร็จรูป (prefabricated wax pattern) ข้อต่อขยับได้จะมีข้อบ่งชี้ในการใช้งานในกรณีการใส่ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่ไม่สามารถทำการเตรียมฟันหลักสองซี่ด้วยแนวการใส่ชิ้นงานในทิศทางเดียวได้ จึงต้องทำการออกแบบชิ้นงานฟันเทียมโดยแบ่งส่วนประกอบที่ซับซ้อนให้สั้นลง ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในกรณีที่มีความไม่แน่นอนเกี่ยวกับการพยากรณ์โรคฟันหลัก ในขากรรไกรล่างการใช้ข้อต่อขยับไม่ได้จะมีข้อบ่งชี้การใช้งานในกรณีที่ต้องการใส่ฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นเชื่อมกันทั้งในส่วนของฟันหน้าและฟันหลัง ในระหว่างที่มีการอ้าและหุบปาก ขากรรไกรล่างจะเคลื่อนในแนวโค้งเข้าด้านในและไปด้านข้าง (mediolaterally) การออกแบบในลักษณะข้อต่อขยับไม่ได้จะยับยั้งการเคลื่อนโค้งของขากรรไกรล่าง ซึ่งความเค้นที่เกิดขึ้นจะเป็นสาเหตุทำให้ชิ้นงานฟันเทียมเกิดการหลุด ดังนั้นการแบ่งส่วนประกอบของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นในฟันล่างที่ซับซ้อนออกจากกันก็จะช่วยลดความเสี่ยงนี้ได้[1]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เคลือบฟัน (Enamel)

ฟันมนุษย์ประกอบด้วยเนื้อเยื่อแข็ง 2 ส่วน คือ เคลือบฟันและเนื้อฟัน ซึ่งแตกต่างกันในแง่ของส่วนประกอบและคุณสมบัติ (ตารางที่ 1) เคลือบฟันเป็นเนื้อเยื่อแข็ง (hard mineralized tissue) ซึ่งคลุมอยู่ด้านนอกของตัวฟันทางกายวิภาค เคลือบฟันที่สมบูรณ์เป็นเนื้อเยื่อเพียงชนิดเดียวที่ไม่มีเซลล์มาหล่อเลี้ยง (totally acellular) และมีแร่ธาตุเป็นองค์ประกอบในปริมาณที่สูง (highly mineralized) โดยส่วนประกอบ 96 - 98 เปอร์เซ็นต์ เป็นสารอนินทรีย์ (inorganic substance) ซึ่งส่วนใหญ่เป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ ในขณะที่มีสารประกอบจำพวกโปรตีน น้ำ และแมทริกซ์ (matrix) เป็นส่วนน้อย ด้วยความที่เคลือบฟันมีองค์ประกอบของแร่ธาตุในปริมาณสูง จึงส่งผลให้เคลือบฟันเป็นเนื้อเยื่อที่มีความแข็งและมีความแข็งแรงมากที่สุดในร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่ในการป้องกันภยันตรายที่จะมากระทบชั้นเนื้อฟันภายในและสามารถต้านต่อแรงบดเคี้ยวได้[4, 41-43]

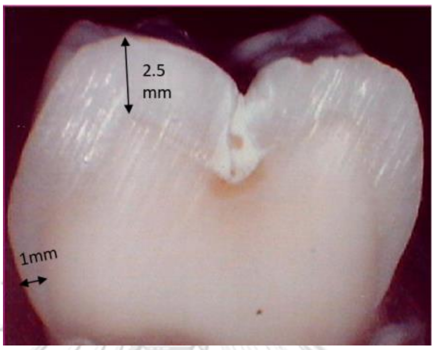
ตารางที่ 1 คุณสมบัติของเคลือบฟันและเนื้อฟัน[11]

Property	Enamel	Dentin
Density	2.96 g/cm3	2.1 g/cm3
Compressive		
Modulus of elasticity	60-120 GPa	18-24 GPa
Proportional limit	70-353 MPa	100-190 MPa
Strength	94-450 MPa	230-370 MPa
Tensile		
Modulus of elasticity		11-19 GPa
Strength	8-35 MPa	30-65 MPa
Shear strength	90 MPa	138 MPa
Flexural strength	60-90 MPa	245-280 MPa
Hardness	3-6 GPa	0.13-0.51 GPa

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ในเคลือบฟันมีการเรียงตัวเป็นแท่งเรียกว่าแท่งเคลือบฟัน (enamel rod) ซึ่งเรียงตัวกันอย่างหนาแน่นในแนวตั้งฉากจากรอยต่อเคลือบฟันกับเนื้อฟัน (dentinoenamel junction) ออกไปยังผิวเคลือบฟัน (ภาพที่ 1) เมื่อศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope; SEM) จะพบว่าแท่งเคลือบฟันแต่ละแท่งจะมีเส้นผ่านศูนย์กลาง

โดยเฉลี่ยประมาณ 5 ไมโครเมตร โดยบริเวณที่อยู่ใกล้เนื้อฟันมีขนาด 4 ไมโครเมตร และส่วนที่อยู่ใกล้ผิวเคลือบฟันมีขนาด 8 ไมโครเมตร แท่งเคลือบฟันถูกหุ้มด้วยรอทชีท (rod sheath) การเรียงตัวของแท่งเคลือบฟันจะมีลักษณะโค้งเป็นคลื่น โดยส่วนด้านบดเคี้ยว (occlusal 1/3) ทอดตัวอยู่ในทิศทางเฉียงเข้าหาหลุมและร่องฟัน ส่วนกลางตัวฟัน (middle 1/3) มีทิศทางการทอดตัวในแนวนอน และส่วนคอฟัน (cervical 1/3) จะทอดในแนวนอนและเฉียงลงไปทางรากฟัน[43]



ภาพที่ 1: รูปแบบและความหนาของชั้นเคลือบฟันแท้

เคลือบฟันมีความหนาตั้งแต่ 2.5 มิลลิเมตร ที่บริเวณปุ่มฟัน (cusp tips) ไปจนถึง 1 มิลลิเมตร ที่บริเวณคอฟันหรือรอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและเคลือบฟัน (cementoenamel junction)[4] ดังแสดงในภาพที่ 1

ในปี 1998 Stroud และคณะ[44] ได้ทำการวิเคราะห์ความหนาของเคลือบฟันบริเวณด้านใกล้กลางและด้านไกลกลางของฟันหลังแท้ในขากรรไกรล่าง โดยเก็บฟันตัวอย่างจากวัยผู้ใหญ่ วัดโดยใช้ภาพรังสีขณะกัด (bitewing radiographs) เพื่อให้เห็นด้านประชิดของฟันอย่างชัดเจน แล้ววัดระยะจากจุดสัมผัสของเคลือบฟันกับฟันข้างเคียง (enamel contact points) ไปจนถึงรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและเคลือบฟัน ซึ่งผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความหนาเคลือบฟันด้านไกลกลางของฟันกรามน้อยซี่ที่สองมีค่า 1.22 ± 0.22 มิลลิเมตร และค่าเฉลี่ยความหนาเคลือบฟันด้านใกล้กลางของฟันกรามแท้ซี่ที่สองมีค่า 1.29 ± 0.20 มิลลิเมตร

ในปี 2011 Fernandes และคณะ[45] ทำการวัดความหนาเคลือบฟันด้านประชิดของฟันกรามน้อยล่างซี่ที่สองซึ่งได้รับการตัดผ่าฟันตามความยาวของฟัน โดยพบว่าค่าเฉลี่ยความหนาเคลือบฟันด้านไกลกลางมีค่า 1.46 ± 0.12 มิลลิเมตรสำหรับฟันข้างขวา และ 1.44 ± 0.21 มิลลิเมตรสำหรับฟันข้างซ้าย ต่อมาในปี 2012 Vellini-Ferreira และคณะ[46] ได้ทำการวัดความหนาของเคลือบฟันด้านประชิดของฟันกรามน้อยโดยการใช้วิธีการวัดแบบเดียวกัน การศึกษานี้พบว่าค่าเฉลี่ยความหนาเคลือบ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ฟันด้านไกลกลางของฟันกรามน้อยซี่ที่สองในขากรรไกรบนและล่างมีค่า 1.155 ± 0.149 มิลลิเมตร และ 1.450 ± 0.172 มิลลิเมตร ตามลำดับ

การทราบความหนาของเคลือบฟันจะช่วยให้ทันตแพทย์สามารถคำนวณพื้นที่ผิวและความลึกของการกรอเตรียมฟันหลักได้ในกรณีที่ต้องการกรอฟันน้อยที่สุดในลักษณะที่จำกัดอยู่ที่ผิวเคลือบฟันเท่านั้น เพื่อป้องกันการกรอฟันลึกถึงเนื้อฟัน

เรซินซีเมนต์ (Resin cement)

การจำแนกประเภทของเรซินซีเมนต์โดยทั่วไปสามารถจำแนกได้ตามระบบสารยึดติด (adhesive scheme) และกลไกการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization mechanism)

<u>การจำแนกประเภทเรซินซีเมนต์ตามระบบสารยึดติด</u> สามารถจำแนกออกเป็น 3 ประเภท คือ เรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอตช์ (total-etch) เรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตช์ (self-etch) และเรซินซีเมนต์ชนิดเซลฟ์แอดฮีซีฟ (self-adhesive)

o เรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอตช์ ใช้การกำจัดชั้นสเมียร์ออกจากพื้นผิวเคลือบฟัน โดยปกติจะใช้กรดฟอสฟอริกเจล (phosphoric acid gel) ความเข้มข้น 30 – 65% แล้วล้างออก ตามด้วยปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินที่แทรกซึมเข้าสู่เนื้อเยื่อฟันที่มีการสูญเสียแร่ธาตุ (demineralized tissue) และห่อหุ้มผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ถูกเผยผึ่งจากการกัดด้วยกรด โดยทั่วไปสารยึดชนิดนี้เป็นแบบ 3 ขั้นตอนประกอบด้วยการปรับสภาพผิวด้วยกรด ตามด้วยการทาไพรเมอร์ (primer) หรือสารช่วยส่งเสริมการยึดติด และสารยึดเรซิน (adhesive resin) นอกจากนี้ยังมีแบบ 2 ขั้นตอน ซึ่งเป็นการรวมไพรเมอร์และสารยึดเรซินในขั้นตอนเดียว[47] โดยสารยึดติดระบบนี้ยังสามารถแบ่งตามการเตรียมสภาพผิวได้เป็น การเตรียมผิวฟันแบบแห้ง (dry bonding) ซึ่งเป็นระบบแรกที่ใช้กันคือหลังจากใช้กรดปรับสภาพผิวและล้างน้ำออกแล้วจะเป่าลมที่ผิวฟันให้แห้งเสียก่อนที่จะทาไพรเมอร์หรือโมโนเมอร์[3] ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี[17] ซึ่งสารยึดติดในระบบนี้สามารถยึดกับเคลือบฟันได้อย่างมีประสิทธิภาพที่สุด[47] และการเตรียมผิวฟันแบบชื้น (wet bonding) เนื่องจากการใช้กรดปรับสภาพเนื้อฟันเมื่อเป่าแห้งเส้นใยคอลลาเจนจะยุบตัว ทำให้ไพรเมอร์หรือโมโนเมอร์ไม่สามารถแทรกเข้าไปเกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ได้ เนื่องจากภาวะฟันที่แห้งเกินไป (overdry) ทำให้การคืนตัวของคอลลาเจนใช้เวลานานขึ้นเมื่อเทียบกับคอลลาเจนในเนื้อฟันที่ชื้น ดังนั้นเนื้อฟันจึงควรอยู่ในสภาพที่ชื้นเล็กน้อยเพื่อคงสภาพและคุณสมบัติของคอลลาเจนไว้[17, 48] ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ แวริโอลิงค์ทูซีเมนต์ (Variolink II)

○ เรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอตช์ หรือระบบที่ใช้ไพรเมอร์ชนิดเป็นกรดกัดผ่านชั้นสเมียร์ ข้อดีของการใช้สารยึดเรซินในกลุ่มนี้คือการแทรกซึมของเรซินเกิดขึ้นพร้อมกับกระบวนการที่กรดกัดฟัน ส่งผลให้ลดขั้นตอนและลดความความผิดพลาดจากเทคนิคการทำงาน แต่อย่างไรก็ตามยังไม่ทราบผลในระยะยาวของการที่ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งละลายออกมาแล้วและมีชั้นสเมียร์ที่หลงเหลือรวมอยู่ภายในชั้นที่มีการยึดระหว่างเรซินซีเมนต์กับฟัน รวมถึงตัวทำละลายส่วนเกินของไพรเมอร์ที่อาจทำให้เกิดการรั่วซึมระดับนาโน (nanoleakage) หรืออาจส่งผลต่อปฏิกิริยาการเกิดเป็นพอลิเมอร์ของโมโนเมอร์ที่แทรกซึมเข้าไป ทำให้การยึดอ่อนแอได้โดยตรง[47] ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ พานาเวียเอฟสองจุดศูนย์ (Panavia F 2.0)

○ เรซินซีเมนต์ชนิดเซลฟ์แอดฮีซีฟ สามารถยึดกับฟันได้ด้วยตัวเองโดยไม่จำเป็นต้องใช้สารปรับสภาพผิวก่อน พัฒนาขึ้นเพื่อให้ใช้งานง่ายในขั้นตอนเดียว[49] เป็นการยึดทางกลด้วยชั้นไฮบริดตื้นๆ ของโครงร่างเส้นใยคอลลาเจนซึ่งมีไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่หลงเหลือคลุมอยู่[47] ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ รีไลย์เอกซ์ยูนิเซม (RelyX Unicem) แมกเซมอีลิท (Maxcem Elite) เป็นต้น

<u>การจำแนกประเภทเรซินซีเมนต์ตามกลไกการเกิดพอลิเมอร์</u> เรซินซีเมนต์เป็นวัสดุประเภทคอมโพสิตที่มีความหนืดต่ำ ซึ่งการกระจายตัวของวัสดุอัดแทรก (filler) และปริมาณของตัวเริ่มปฏิกิริยา (initiator) ได้รับการปรับปรุงโดยทำให้วัสดุมีความบางที่เพียงพอต่อการยึดติดรวมถึงมีระยะเวลาในการทำงานและการก่อตัวที่เหมาะสม โดย ISO specification 4049 (2009) ได้แบ่งประเภทของเรซินซีเมนต์ตามวิธีการบ่มตัวออกเป็น 3 ประเภท คือเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (self-cure), เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light-cured) และเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มร่วม (dual-cured) โดยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองมีตัวกระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาคือเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (benzoyl peroxide) ขณะที่เรซินซีเมนต์บางตัวประกอบด้วยโมโนเมอร์ที่มีลักษณะเฉพาะของแต่ละบริษัทผู้ผลิตซึ่งช่วยปรับปรุงประสิทธิภาพการยึดติด ตัวอย่างเช่นสารยึดเรซินซีเมนต์ที่ประกอบด้วยโฟร์เมตา (4-META; 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride) และเอ็มเอ็มเอ (MMA; methylmethacylate) ในส่วนเหลว, พีเอ็มเอ็มเอ (PMMA; polymethyl methacrylate) ในส่วนผงและมีทีบีบี (TBB, tri-n-butylborane) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst)[11] ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี ส่วนเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสง ตัวเริ่มปฏิกิริยาของการกระตุ้นด้วยแสง คือ แคมฟอร์ควิโนน (camphorquinone) และเทอเชียรีเอมีน (tertiary amine) เรซินซีเมนต์กลุ่มนี้ใช้สำหรับการยึดชิ้นงานวีเนียร์เซรามิกแผ่นบาง (laminate ceramic veneers) ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ รีไลย์เอกซ์วีเนียร์ แวริโอลิงค์วีเนียร์ เป็นต้น ส่วนเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มร่วม ผลิตภัณฑ์โดยส่วนใหญ่จะมีการบ่มตัวสองแบบคือการบ่มด้วยตัวเองจากปฏิกิริยาเคมีร่วมกับการกระตุ้นด้วยแสง ตัวอย่างเรซินซีเมนต์ในกลุ่มนี้ ได้แก่ เนกซัสธรี (Nexus 3) รีไลย์เอกซ์ยูนิเซม และ

พานาเวียเอฟสองจุดศูนย์ เป็นต้น เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยตัวเองและชนิดบ่มร่วมสามารถนำมาใช้ในการยึดชิ้นงานได้ตั้งแต่อินเลย์ ไปจนถึงสะพานแบบติดแน่น (fixed bridges) รวมถึงใช้ในการยึดเดือยฟันสำเร็จรูป (prefabricated posts)

การเชื่อมยึดของสารยึดเรซินกับเคลือบฟัน (Enamel bonding)

การเชื่อมยึดของสารยึดเรซินกับเคลือบฟันจะเกิดขึ้นในรูปแบบของการยึดอยู่เชิงกลในระดับจุลภาค (micromechanical retention) โดยใช้กรดกัดปรับสภาพผิวเคลือบฟัน ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้กรดฟอสฟอริกในการละลายผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บนผิวด้านนอกของเคลือบฟัน แล้วล้างออกและเป่าแห้ง ทำให้เกิดพื้นผิวที่ขรุขระจากการละลายของปริซึมและผลึกแร่ธาตุระหว่างปริซึม และช่วยเพิ่มพลังงานพื้นผิว ทำให้ไพรเมอร์หรือสารยึดเรซินซีเมนต์สามารถไหลไปบนผิวฟันและแทรกซึมเข้าไปในพื้นผิวที่ขรุขระของเคลือบฟันได้ง่าย เมื่อสารยึดเรซินแทรกซึมเข้าไปในพื้นผิวรอบๆ ปริซึมทดแทนผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งถูกละลายออกไปและห่อหุ้มผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ส่วนที่เหลืออยู่ แล้วเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของเรซินซีเมนต์ก็จะเกิดเป็นแท่งแทรกขนาดเล็กของเรซิน (resin microtags)[3, 11] และได้ชั้นไฮบริดระหว่างเรซินกับเคลือบฟันที่ปกคลุมเคลือบฟันอย่างต่อเนื่อง[17] โดยความหนาของชั้นไฮบริดขึ้นอยู่กับความลึกในการละลายแร่ธาตุ (demineralization depth) ของเคลือบฟัน และความสามารถในการแทรกซึมของแอดฮีซีฟโมโนเมอร์ (adhesive monomers) เข้าไปในเคลือบฟันที่ผ่านการกัดด้วยกรด ดังนั้นชนิดของกรด ความเข้มข้นของกรด ระยะเวลาในการกัดผิวฟันด้วยกรด ชนิดของโมโนเมอร์ และระยะเวลาในการแพร่กระจายของโมโนเมอร์ จะเป็นปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อลักษณะการเกิดชั้นไฮบริดในผิวเคลือบฟัน (hybridized enamel)[3]

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ซีเมนต์ที่ใช้ในการยึดติดและกระบวนการยึดด้วยซีเมนต์ (Luting cement and cementation)

ในปี 1978 โฟร์เมตา ได้รับการพัฒนาขึ้นและถือเป็นแอดฮีซีฟโมโนเมอร์ชนิดแรกที่มีประสิทธิภาพสำหรับใช้กับโลหะผสมทางทันตกรรม[50] การใช้สารยึดเรซินชนิดโฟร์เมตามีรายงานในผลงานตีพิมพ์ทางทันตกรรมมาเป็นระยะเวลามากกว่า 20 ปี โดยสารยึดเรซินชนิดนี้ ได้แก่ ซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (Superbond C&B, Sun Medical Company, Japan) และซีแอนด์บีเมตาบอนด์ (C&B Metabond, Parkell, USA) โดยซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บีเป็นสารยึดติดที่ใช้สำหรับงานฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่น โดยมีพอลิเมอร์ที่มี 2 สี คือแบบใสและสีงาช้างแบบทึบแสง (clear and opaque ivory) ซึ่งประกอบด้วยขวดที่บรรจุโมโนเมอร์เหลวชนิดโฟร์เมตา และหลอดที่บรรจุตัวเร่งปฏิกิริยาชนิดทีบีบี ซีเมนต์ชนิดใสสามารถใช้ในการบูรณะที่ต้องการความสวยงาม ส่วนซีเมนต์สีงาช้าง

แบบทึบแสงสามารถใช้ยึดชิ้นงานที่ยึดด้วยวัสดุเรซิน (resin-bonded retainers) และใช้ปิดสีเทาของโลหะอินเลย์, ออนเลย์ และงานฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่น ในปี 1982 Nakabayashi และคณะเป็นกลุ่มแรกที่ได้อธิบายเกี่ยวกับชั้นไฮบริดที่เกิดจากการใช้งาน 5 เปอร์เซ็นต์โฟร์เมตาในเอ็มเอ็มเอ ซึ่งเริ่มปฏิกิริยาโดยการออกซิไดซ์ (oxidized) บางส่วนของทีบีบีในผงพีเอ็มเอ็มเอบนฟันที่ยังมีชีวิตอยู่ กระบวนการเกิดชั้นไฮบริดของเรซินชนิดโฟร์เมตาเอ็มเอ็มเอทีบีบีในเคลือบฟัน ทำได้โดยการใช้สารยึดแบบแห้ง ซึ่งเคลือบฟันที่เสริมความแข็งแรงด้วยเรซินนี้เกิดขึ้นโดยการทำให้อิ่มตัว (impregnation) และการห่อหุ้ม (encapsulation) ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์[51, 52] การใช้เรซินซีเมนต์และสารยึดติดชนิดนี้ร่วมกับเทคนิคการใช้พู่กันจุ่มส่วนเหลวและผงทาที่ผิวฟัน (brush-dip technique) ช่วยทำให้เกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ และได้ขอบที่ปราศจากการรั่วซึมที่เคลือบฟัน ด้วยค่าความแข็งแรงยึดดึงประมาณ 15 - 20 เมกะปาสคาล และค่าความแข็งแรงยึดเฉือนประมาณ 20 - 25 เมกะปาสคาล[17] นอกจากนี้ เมื่อทำการศึกษาค่าความแข็งแรงยึดดึงที่ผิวรอยต่อระหว่างเรซินซีเมนต์ชนิดนี้กับชิ้นงานฟันเทียมที่ทำด้วยเรซินคอมโพสิตที่บ่มตัวแล้ว (cured resin composite) พอร์ซเลน หรือโลหะหล่อผสมไร้สกุล (cast base metal alloy) โดยทำชิ้นงานในลักษณะมินิดัมเบลล์ พบว่ามีค่าเฉลี่ย 9.2 ± 3.5 เมกะปาสคาล[19] ซึ่งโฟร์เมตาในเรซินซีเมนต์สามารถใช้ในการปรับสภาพพื้นผิวโลหะไร้สกุล ทำให้เกิดการยึดติดอย่างแข็งแรงสำหรับโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม[18]

อีกทั้งการพ่นทรายด้วยผงอลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 50 ไมโครเมตร มีรายงานว่าเป็นวิธีที่ดีที่สุดในการทำให้เกิดกำลังการยึดอยู่เชิงกลที่สูง[53, 54] โดย Imberry และคณะ ในปี 1992 ได้ทำการเป่าทรายโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม เป็นระยะเวลา 15 วินาที ด้วยผงอลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 50 ไมโครเมตร ภายใต้แรงดัน 50 - 60 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว (psi) ที่ระยะห่างไม่เกิน 10 มิลลิเมตรจากพื้นผิวโลหะผสม แล้วทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิก (ultrasonic unit) ในน้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 2 นาที ข้อสรุปของการศึกษานี้คือ ความแข็งแรงยึดดึงที่สูงเกิดจากการเป่าทรายบนโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมแล้วเชื่อมด้วยซีแอนด์บีเมตาบอนด์[54]

การศึกษาที่ใช้เรซินซีเมนต์ชนิดนี้ยึดกับวัสดุชนิดอื่น เช่น เรซินคอมโพสิตชนิดเสริมแรงด้วยเส้นใย ทำการทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนที่บริเวณพื้นผิวรอยต่อ โดยเรซินคอมโพสิตชนิดเสริมแรงด้วยเส้นใยนี้ได้รับการปรับสภาพพื้นผิวด้วยผงอลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร (Hi-Aluminas, Shofu Inc., Kyoto, Japan) ที่แรงดันลม 0.2 เมกะปาสคาล เป็นระยะเวลา 5 วินาที แล้วทำการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ พบว่าให้ค่าความแข็งแรงยึดเฉือนประมาณ 20.2 เมกะปาสคาล[55] ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดดึงของเซอร์โคเนียทางทันตกรรม (dental zirconia) ซึ่งปรับสภาพพื้นผิวโดยการขัดด้วยกระดาษซิลิกอนคาร์ไบด์ความหยาบเบอร์ 600 (#600-grit silicon carbide paper) แล้วเป่าทรายโดยใช้เครื่องพ่นทราย ด้วยผงอลูมินาขนาด 70 ไมโครเมตร ที่แรงดันลม 0.5 เมกะปาสคาล เป็นระยะเวลา 5 วินาที ที่

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ระยะห่าง 10 มิลลิเมตร ทำการปรับสภาพผิวโดยการใช้ไซเลน (silane coupling treatment) และยึดด้วยเรซินซีเมนต์ พบว่ามีค่าประมาณ 12.7 เมกะปาสคาล[56] ความแข็งแรงดึงระหว่างเนื้อฟันที่บูรณะด้วยพอร์ซเลนทั้งหมด หรือเรซินคอมโพสิต ที่ยึดด้วยซีเมนต์ชนิดซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี มีค่าไม่น้อยกว่าเนื้อฟันที่บูรณะด้วยชิ้นงานหล่อโลหะผสม ผลการทดลองนี้ยืนยันว่าการบูรณะที่ไม่มีโลหะสามารถใช้งานได้ดีเช่นเดียวกับโลหะหล่อ โดยให้การยึดอยู่ ความเสถียร (stability) และการผนึกแนบที่สมบูรณ์สำหรับการบูรณะเนื้อฟันของฟันหลัก[19]

อย่างไรก็ตามทันตแพทย์สามารถเลือกใช้เรซินซีเมนต์ประเภทอื่นๆ ได้ โดยข้อควรคำนึงถึงที่สำคัญในขั้นตอนการวางแผนการรักษาคือการยึดอยู่ของชิ้นงานฟันเทียมกับฟันธรรมชาติ ทันตแพทย์ผู้ให้การรักษาจะต้องทราบค่าการยึดอยู่ รวมถึงค่าความแข็งแรงยึดดึงหรือค่าความแข็งแรงยึดเฉือนระหว่างพื้นผิวที่เชื่อมต่อระหว่างฟัน-ซีเมนต์-วัสดุ และควรคำนวณพื้นที่สำหรับการยึด ทั้งนี้ในกรณีที่ชิ้นงานประดิษฐ์เป็นโลหะต้องคำนึงถึงประสิทธิภาพในการก่อตัวเป็นพอลิเมอร์ของซีเมนต์ร่วมด้วย

Cyclic loading

แรงกระทำทางกลแบบเป็นวัฏจักรบนฟันที่ได้รับการบูรณะ จะเพิ่มความไม่แน่นอนเชิงมิติ ซึ่งนำไปสู่ความเสี่ยงของการแทรกซึมของสารบางชนิดและการแตกหักบริเวณขอบของวัสดุบูรณะที่มีความเปราะ[21]

องค์ประกอบสำคัญประการหนึ่งของการจำลองการบดเคี้ยวคือจำนวนรอบ (cycling times) โดยจะกำหนดจากจำนวนรอบของการบดเคี้ยวที่เกิดขึ้นจริงในช่องปาก โดยมีการศึกษาที่ประมาณค่าของระยะเวลาการบดเคี้ยวในแต่ละรอบโดยพบว่าช่วงเวลาของแรงบดเคี้ยวที่เกิดขึ้นในแต่ละรอบมีค่าประมาณ 0.25 และ 0.33 วินาทีต่อการเคี้ยวหนึ่งรอบ ดังนั้นอัตราเร็วที่สูงที่สุดของการเคี้ยวอยู่ในช่วง 3 - 4 เฮิรตซ์ หรือ 3 ถึง 4 รอบต่อวินาที[57]

ค่าเฉลี่ยของแรงบดเคี้ยวบริเวณฟันกรามน้อยมีค่าประมาณ 300 นิวตัน และฟันกรามแท้ซี่ที่หนึ่งและสองมีค่าตั้งแต่ 400 ถึง 800 นิวตัน[11] ซึ่งค่าแรงบดเคี้ยวที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบดเคี้ยว (masticatory muscle) ที่เกิดขึ้นตามปกติจะอยู่ในช่วง 190 - 260 นิวตัน[58] และค่าแรงสบฟันที่เกิดขึ้นขณะที่มีการกัดเน้นฟัน (clenching) อยู่ในช่วง 520 - 800 นิวตัน[59]

ฟันธรรมชาติ วัสดุบูรณะ และฟันเทียม ต้องรับแรงบดเคี้ยวผ่านการใช้ชีวิตประจำวัน มีการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่ามนุษย์มีค่าเฉลี่ยของการบดเคี้ยว 250,000 รอบต่อปี ซึ่งค่านี้ได้จากการทดสอบการสึกของวัสดุบูรณะจำพวกเรซินคอมโพสิต อมัลกัม และซี่ฟันเทียมในห้องปฏิบัติการ เทียบกับการสึกของวัสดุที่เกิดขึ้นจริงในช่องปาก[60-62]

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 3
วิธีดำเนินงานวิจัย

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการที่จำลองการสูญเสียฟันกรามแท้ซี่ที่หนึ่ง ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการศึกษาวิจัยในมนุษย์ ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ 002/2016

ใช้ฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้ของมนุษย์ ซึ่งได้รับการถอนออกมาไม่เกิน 6 เดือน ทำความสะอาด ล้างคราบเลือด น้ำลาย และกำจัดเนื้อเยื่อต่างๆ ที่ติดบนรากฟันออก ทำการคัดเลือกฟันที่อยู่ในสภาพดี ไม่มีรอยผุ และไม่มีลักษณะสึกกร่อน จำนวน 60 ซี่ เป็นฟันกรามน้อย 30 ซี่ และฟันกรามแท้ 30 ซี่ โดยเลือกฟันที่มีขนาดใกล้เคียงกัน ภายหลังจากถอนเก็บในน้ำกลั่นอุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส

การเตรียมแบบจำลองฟันหลัก

คลุมรากฟันของฟันหลักด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิอีเทอร์ (polyether impression material: Impregum™, 3M ESPE, Seefeld, Germany; Lot 511482) ที่ความหนา 0.3 - 1 มิลลิเมตร ตั้งแต่ปลายรากฟันถึงระดับต่ำกว่ารอยต่อเคลือบรากฟันและเคลือบฟัน (cementoenamel junction; CEJ) ประมาณ 2 มิลลิเมตร เพื่อจำลองเอ็นยึดปริทันต์ (artificial periodontal membrane) สำหรับเลียนแบบการเคลื่อนของฟันตามธรรมชาติ (physiologic tooth mobility)[30, 63-65] แล้วนำฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้อย่างละซี่มายึดเข้ากับอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (self-cured acrylic resin; PMMA resin: Unifast Trad, GC corporation, Tokyo, Japan; Lot 1403071, 1404231) ที่ระดับต่ำกว่ารอยต่อเคลือบรากฟันและเคลือบฟันไปทางรากฟันประมาณ 2 มิลลิเมตรหรือที่ระดับเดียวกับพอลิอีเทอร์ที่จำลองเอ็นยึดปริทันต์ เพื่อจำลองกระดูกเบ้าฟันและสันเหงือกว่าง โดยใช้ท่อพีวีซีในการรองรับอะคริลิกเรซิน แนวแกนฟันของฟันหลักแต่ละซี่อยู่ในแนวตรงตั้งฉากกับพื้นระนาบ และระยะห่างระหว่างฟันหลัก 2 ซี่มีขนาดเท่ากับความกว้างโดยเฉลี่ยของฟันกรามแท้ซี่ที่หนึ่ง หรือประมาณ 11 มิลลิเมตร[4] ทำการตรวจระนาบสบฟันด้วยหัวทดสอบ (ball-ended stylus of load cell) ที่ต่อเข้ากับเครื่องทดสอบอินสตรอน (8872, INSTRON Instruments, UK) โดยหัวทดสอบจะกดในตำแหน่งจุดสบตามธรรมชาติของฟันตามแบบปุ่มฟันสบลงใจกลางฟันคู่สบ (cusp to fossa) คือกดบริเวณแอ่งกลางฟัน (central fossa) ของฟันกรามแท้ และแอ่งด้านไกลกลาง (distal fossa) ของฟันกรามน้อย[2] ใช้ซิลิโคนพุตตี้ (silicone putty: Express™ XT Putty Soft, 3M ESPE, St. Paul, USA; Lot ZP0010928) ในการจำลองเหงือกบริเวณสันเหงือกว่างโดยให้มีความหนาประมาณ 2

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

มิลลิเมตร และภายหลังจากเตรียมแบบจำลองฟันหลักชุดแรกเสร็จแล้วทำดัชนีซิลิโคนพุตตี้ (putty silicone index) เพื่อใช้สำหรับเป็นตัวกำหนดแนวในการเตรียมแบบจำลองฟันหลักชิ้นอื่นๆ ต่อไป

การเตรียมฟันหลัก

การเตรียมฟันหลักมี 2 รูปแบบ

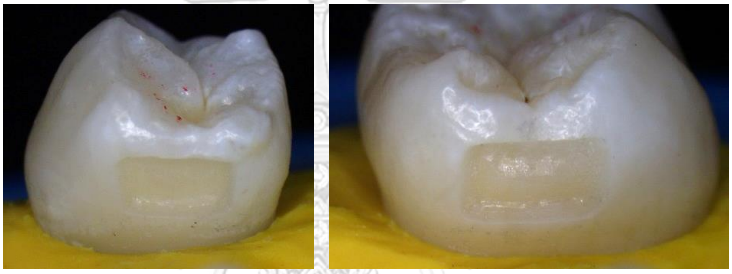
รูปแบบที่ 1 นำแบบจำลองฟันหลักจำนวน 10 ชิ้น มาทำการเตรียมฟันโดยการกรอเคลือบฟันด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยในแนวไกลกลาง-ด้านบดเคี้ยว-ใกล้กลาง (Disto-occluso-mesial) และฟันกรามแท้ในแนวใกล้กลาง-ด้านบดเคี้ยว (Mesio-occlusal) เพื่อเป็นแอ่งรับนอกตัวฟันขนาดกว้าง 2 มิลลิเมตรและลึก 0.5 มิลลิเมตรสำหรับความหนาของโลหะไร้สกุล และทำการกรอระนาบนำภายใต้เครื่องสำรวจทางทันตกรรม (surveyor) เพื่อให้ได้วิถีการใส่ชิ้นงาน โดยใช้ด้ามกรอฟันชนิดความเร็วสูง (airotor high-speed handpiece) ร่วมกับเข็มกรอกากเพชรรูปทรงกระบอก (cylinder-shaped diamond bur) เบอร์ 214 (Intensiv SA, Grancia, Switzerland) โดยไม่กรอด้านใกล้ลิ้น (ภาพที่ 2)

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาพที่ 2: การกรอฟันสำหรับส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยในแนวไกลกลาง-ด้านบดเคี้ยว-ใกล้กลาง และฟันกรามแท้ในแนวใกล้กลาง-ด้านบดเคี้ยว

รูปแบบที่ 2 นำแบบจำลองฟันหลักจำนวน 20 ชิ้น มาทำการเตรียมฟันหลักโดยกรอฟันในชั้นเคลือบฟันด้านประชิด เป็นแอ่งรับภายในตัวฟัน (intra-coronal rest seat) รูปสี่เหลี่ยม โดยใช้ด้ามกรอฟันชนิดความเร็วสูงในการกรอเตรียมฟันด้านประชิดของฟันหลัก ร่วมกับเข็มกรอกากเพชรรูปทรงกลม (ball-shaped diamond bur) เบอร์ 201S (Intensiv SA, Grancia, Switzerland) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.4 มิลลิเมตร ที่ความลึกครึ่งเข็มกรอหรือประมาณ 0.7 มิลลิเมตร โดยวางก้านเข็มกรอขนานกับแนวแกนฟัน เพื่อกำหนดความลึก (depth cut) และขอบเขตของรอยบาก (outline form) (ภาพที่ 23) ตามด้วยการใช้เข็มกรอกากเพชรรูปทรงกระบอก (cylinder-shaped diamond

bur) เบอร์ 211S (Intensiv SA, Grancia, Switzerland) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางกว้าง 0.8 มิลลิเมตร ยาว 3 มิลลิเมตร ในการกรอพื้นที่ภายในโค้งไปตามรูปร่างฟันด้านนอก เพื่อเก็บรายละเอียดภายใน โดยความลึกเท่ากับความกว้างเข็มกรอ (ภาพที่ 24) สำหรับด้านไกลกลางของฟันกรามน้อยทำการกรอให้เกิดลักษณะรอยบากสี่เหลี่ยมขนาดกว้าง 4 มิลลิเมตร สูง 2 มิลลิเมตร และลึก 0.8 มิลลิเมตร (ภาพที่ 3ก) ส่วนด้านใกล้กลางของฟันกรามแท้จะทำการกรอให้เกิดลักษณะรอยบากขนาดกว้าง 5 มิลลิเมตร, สูง 3 มิลลิเมตร และลึก 0.8 มิลลิเมตร (ภาพที่ 3ข) โดยเก็บเคลือบฟันส่วนสันริมฟัน (marginal ridge) หนาอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร และขอบเขตด้านใกล้เหงือกอยู่เหนือเหงือก (supra-gingival finishing line) หรือห่างจากรอยต่อเคลือบรากฟันและเคลือบฟัน (CEJ) ประมาณ 1 มิลลิเมตร

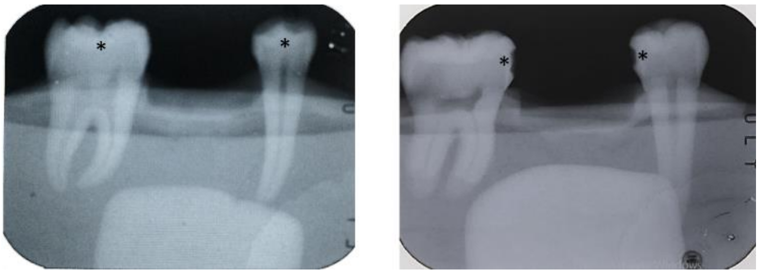


(ก) (ข)

ภาพที่ 3: การกรอฟันสำหรับส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด; ฟันกรามน้อย (ก) และฟันกรามแท้ (ข)

ทำการถ่ายภาพรังสีเพื่อยืนยันว่าขอบเขตของการกรอเตรียมฟันจำกัดอยู่ในผิวเคลือบฟันเท่านั้น (ภาพที่ 4)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



(ก) (ข)

ภาพที่ 4: ภาพถ่ายรังสีเพื่อยืนยันว่าขอบเขตของการกรอเตรียมฟันจำกัดอยู่ในผิวเคลือบฟัน ตามสัญลักษณ์ดอกจันในภาพ; ก, ภาพส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยว; ข, ภาพส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด

การพิมพ์ฟันหลักและสันเหงือกจำลอง

ก่อนพิมพ์ฟันหลัก ทำดัชนีอะคริลิก (acrylic index) (ภาพที่ 5) เพื่อป้องกันการหลุดของซี่ฟันขณะดึงวัสดุพิมพ์ออกจากแบบจำลองฟันหลัก และทาวาสลีนบริเวณเหงือกจำลองเพื่อป้องกันการเชื่อมติดกันระหว่างวัสดุที่ใช้จำลองเหงือกและวัสดุที่ใช้พิมพ์ แล้วทำการพิมพ์ฟันหลักและสันเหงือกจำลองโดยใช้วัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลซิลิโคนชนิดเหลว (light-body silicone impression: Express™, 3M ESPE, USA) ร่วมกับซิลิโคนชนิดพุตตี้ (putty soft silicone: Express™ XT, 3M ESPE, USA) และถาดพิมพ์ปากบางส่วนชนิดล็อคด้วยรูพรุน (partially perforated stock tray) โดยใช้เทคนิคผสมสองครั้งพิมพ์สองครั้ง (double mixed double impression technique) ทั้งนี้ขอบของฟันที่ทำการเตรียมจะต้องมองเห็นได้ชัดเจน แห้ง และสะอาดก่อนทำการพิมพ์ ในการพิมพ์จะใช้หลอดฉีดวัสดุพิมพ์ปากชนิดเหลว (light body) เข้าไปในบริเวณที่ทำการเตรียมฟัน ปลายหลอดจะต้องจุ่มอยู่ในวัสดุพิมพ์ปากขณะทำการเคลื่อนกระบอกฉีดวัสดุเพื่อป้องกันการเกิดฟองอากาศภายในวัสดุ

หลังจากพิมพ์ฟันหลักและสันเหงือกจำลองเสร็จแล้วนำแบบจำลองฟันหลักไปแช่ไว้ในน้ำกลั่นในตู้เย็นอุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส ระยะเวลาประมาณ 1 สัปดาห์ระหว่างการสร้างชิ้นงานสะพานฟันในห้องปฏิบัติการ

ภาพที่ 5: ดัชนีอะคริลิก (acrylic index) คลุมจากด้านใกล้กลางของฟันกรามน้อยไปจนถึงด้านไกลกลางของฟันกรามแท้ และคลุมเหนือส่วนป่องสุดของฟันทั้งสองซี่ เพื่อป้องกันการหลุดของซี่ฟันขณะดึงวัสดุพิมพ์ออก

การสร้างแบบหล่อฟันหลักและออกแบบชิ้นงานประดิษฐ์

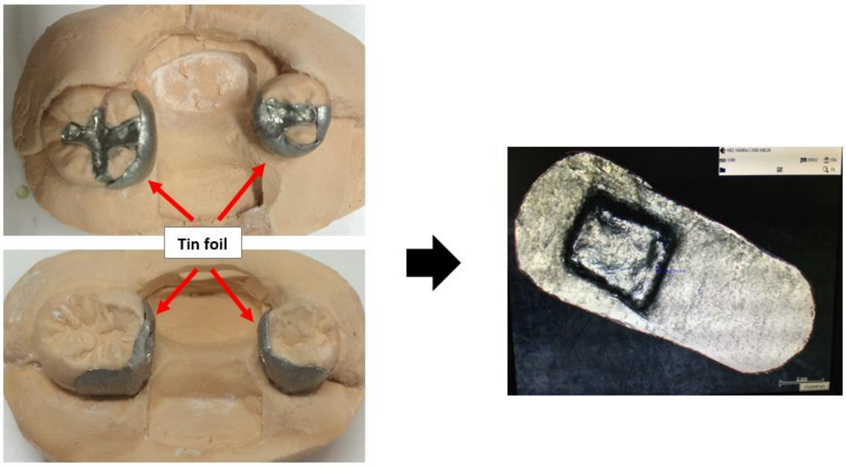
ภายหลังจากดึงรอยพิมพ์ออกจากแบบจำลองฟันหลักแล้ว นำรอยพิมพ์ที่ได้มาสร้างแบบหล่อปูนโดยใช้ปลาสเตอร์หิน (Dental stone type IV, Vel-Mix, Kerr, Italy) (ภาพที่ 6)

(ก) (ข)

ภาพที่ 6: รอยพิมพ์ (ภาพ ก) และแบบหล่อปูนโดยใช้ปลาสเตอร์หิน (ภาพ ข)

กำหนดและควบคุมพื้นที่สำหรับยึดชิ้นงานโดยการนำแผ่นดีบุก (tin foil) มาทาบบนแบบหล่อปูนตามขอบเขตที่ออกแบบไว้ รวมถึงบริเวณที่กรอเตรียมฟันด้านประชิด ใช้ดินสอวาดขอบเขตไปบนแผ่นดีบุกแล้วใช้กรรไกรหรือมีดตัดส่วนเกินออก จะได้แผ่นดีบุกที่ครอบคลุมด้านประชิดและด้านใกล้ลิ้นของชิ้นงาน นำแผ่นดีบุกที่ได้ไปวัดพื้นที่ด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (stereo microscope: SZ61, OLYMPUS, Japan) ที่มีโปรมแกรมวิเคราะห์ภาพ (image analysis program) ซึ่งใช้กำลังขยาย 1 เท่า จะได้พื้นที่ในหน่วยตารางมิลลิเมตร (ภาพที่ 7) นำแผ่นดีบุกมาใช้วัดซ้ำอีกครั้งภายหลังจากได้ชิ้นงานโลหะหล่อมาแล้ว โดยการทาบไปบนชิ้นงาน เพื่อยืนยันพื้นที่ที่แน่นอน

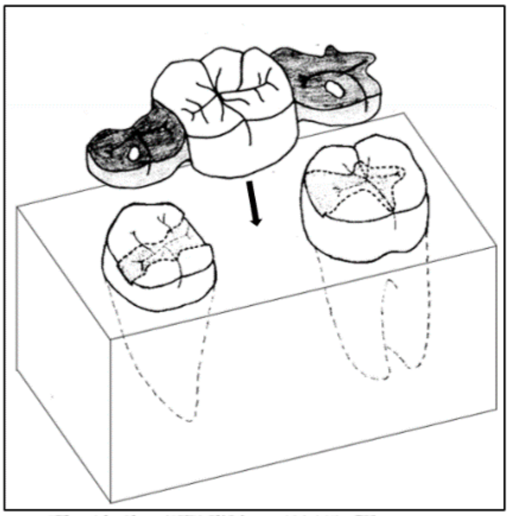
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



ภาพที่ 7: ใช้แผ่นดีบุกกำหนดและควบคุมพื้นที่ของชิ้นงานประดิษฐ์

การออกแบบชิ้นงานสะพานฟัน

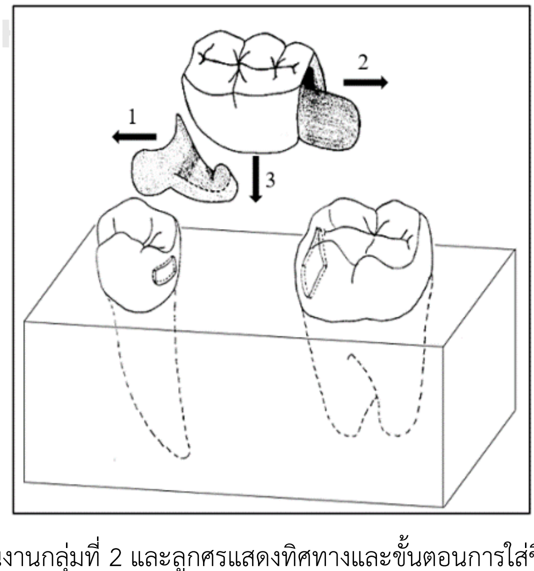
กลุ่มที่ 1 (n=10) ชิ้นงานเป็นชิ้นเดียว คลุมฟันเพียงบางส่วน ประกอบด้วย ส่วนพักนอกตัวฟันด้านบดเคี้ยวที่มีลักษณะออนเลย์ และฟันแขวน มีทิศทางการใส่ในแนวดิ่ง ดังภาพที่ 8



ภาพที่ 8: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 1 และลูกศรแสดงทิศทางการใส่ชิ้นงานในแนวดิ่ง

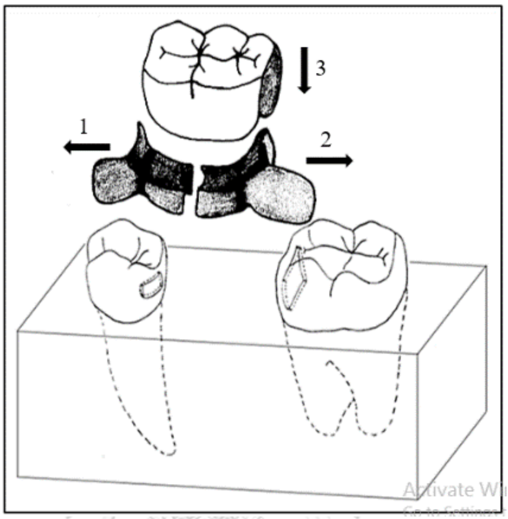
กลุ่มที่ 2 (n=10) ชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วน 2 ชิ้น คือ ส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิดร่วมกับข้อต่อขยับได้ และส่วนฟันแขวน มีทิศทางและขั้นตอนการใส่ดังภาพที่ 9

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาพที่ 9: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 2 และลูกศรแสดงทิศทางและขั้นตอนการใส่ชิ้นงาน โดยยึดชิ้นงานส่วนแรกเข้ากับฟันกรามน้อยก่อนในแนวระนาบ แล้วยึดชิ้นงานส่วนที่สองเข้ากับฟันกรามแท้ในแนวดิ่ง

กลุ่มที่ 3 (n=10) ชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วน 3 ชิ้น คือ 1) ส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิดของฟันกรามน้อย, 2) ส่วนพักภายในตัวฟันด้านด้านประชิดของฟันกรามแท้, และ 3) ส่วนฟันแขวน โดยแต่ละชิ้นส่วนเชื่อมยึดกันในลักษณะข้อต่อที่ขยับไม่ได้ มีทิศทางและขั้นตอนการใส่ดังภาพที่ 10



ภาพที่ 10: ภาพวาดจำลองชิ้นงานกลุ่มที่ 3 และลูกศรแสดงทิศทางและขั้นตอนการใส่ชิ้นงาน โดยยึดชิ้นงาน 2 ชิ้นเข้ากับฟันหลักทั้ง 2 ซี่ในแนวระนาบก่อน แล้วยึดฟันแขวนเข้ากับโลหะหล่อส่วนยึดด้วยเรซินซีเมนต์ในแนวดิ่ง

ส่วนฟันแขวนของทั้ง 3 กลุ่มทำในลักษณะอานม้า (saddle type) หรือลักษณะคลุมสันเหงือก (ridge-lap type) โดยฟันแขวนรูปแบบนี้มีด้านที่ติดกับเนื้อเยื่อซึ่งคลุมสันเหงือกว่างในแนวใกล้แก้ม-ลิ้น (buccolingually) เพื่อเลียนแบบความนูนฟันที่สูญเสียไปบนด้านทั้งสองของสันเหงือกว่าง

การสร้างชิ้นงานสะพานฟัน

ทำการแต่งขี้ผึ้ง (wax) ตามลักษณะชิ้นงานที่ออกแบบไว้ โดยกลุ่มที่ 1 ใช้ขี้ผึ้งชนิดบลูอินเลย์ (Blue Inlay Casting Wax, Kerr, USA; Lot 9-1230) กลุ่มที่ 2 และ 3 ใช้ขี้ผึ้งสำหรับแกะสลักสีเขียวและสีชมพู (sculpturing wax, al dente Pro-mod Dental Produkte, Germany; Lot 704222) ในการแต่งเป็นรูปร่างชิ้นงาน โดยในส่วนของฟันแขวนจะทำการตัดขี้ผึ้งออกบางส่วน (cut-back) เพื่อสร้างพื้นที่สำหรับความหนาของพอร์ซเลน (ภาพที่ 25 - 27)

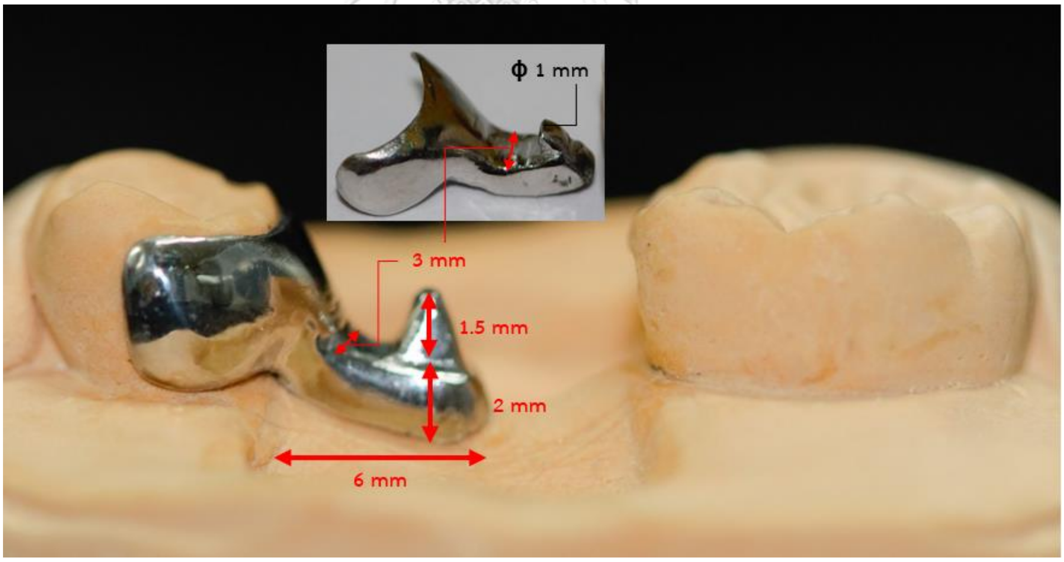
นำแบบขี้ผึ้ง (wax pattern) ไปยึดกับแท่งสปรูขี้ผึ้งกลมและกรวยขี้ผึ้ง (sprue former) แล้ววางยึดในกระบอกเหล็กก่อเบ้าสำหรับหลอมไล่ขี้ผึ้ง (crucible former; Shofu, Japan) ขนาด 3 นิ้ว เพื่อนำไปลงเบ้าในปูนทนความร้อนหรืออินเวสเมนต์ชนิดฟอสเฟต (Phosphate-bonded Investment: Bellavest SH, BEGO, Bremen, Germany; Lot 0207597) ที่ผสมในอัตราส่วนผงต่อส่วนเหลวตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด คือ 160 กรัม ต่อ 40 มิลลิลิตร ด้วยเครื่องผสมสุญญากาศ จากนั้นทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้องจนกระทั่งอินเวสเมนต์เกิดการแข็งตัวโดยสมบูรณ์ระยะเวลาประมาณ 25 - 30 นาที นำไปเผาไล่ขี้ผึ้งที่อุณหภูมิ 0 - 900 องศาเซลเซียสภายใต้เตาหลอม (Burn Out Furnace; Protang ARF-III Prodent OTM-90, China) ระยะเวลาทั้งหมดประมาณ 2 ชั่วโมง 30 นาที ซึ่งจะทำให้ปูนหล่อโลหะมีอุณหภูมิสูงเพียงพอสำหรับเหวี่ยงโลหะ การหล่อชิ้นงานจะใช้โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม (nickel-chromium alloy: Heraenium NA, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany; Lot 13623) ที่มีอุณหภูมิการหล่อ (casting temperature) ประมาณ 1,450 องศาเซลเซียส โดยนำเบ้าปูนหล่อโลหะจากเตาเผามาหล่อชิ้นงานภายใต้เครื่องเหวี่ยงโลหะ (casting machines; Casty ic, JPD Kalantidi Bros. Co, Greece) เป็นระยะเวลา 2 นาที เมื่อได้โครงโลหะแล้วนำมาตัดแท่งสปรูโลหะและทำความสะอาด

ทำการขึ้นรูปฟันแขวนด้วยพอร์ซเลน (Porcelain: VITA VMK Master, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Germany; Lot 35100) ตามสีที่ได้เลือกไว้ โดยใช้เทคนิคการเคลือบพอร์ซเลนเป็นชั้น (layering technique) จำนวน 4 ชั้น ประกอบด้วย ชั้นที่ 1 ทาโอเพคพอร์ซเลน (opaque porcelain) บางๆ เพื่อทำหน้าที่เชื่อมยึดระหว่างโลหะและพอร์ซเลน ชั้นที่ 2 ทาโอเพคพอร์ซเลน หนาประมาณ 0.3 มิลลิเมตร เพื่อปิดสีของโลหะ ชั้นที่ 3 ทาพอร์ซเลนเนื้อฟัน (dentin or body porcelain) หนาประมาณ 1 มิลลิเมตร ให้ได้รูปร่างและสีเหมือนฟัน ชั้นที่ 4 ทาพอร์ซเลนเคลือบฟัน (enamel prcelain) หนาประมาณ 0.2 มิลลิเมตร โดยแต่ละชั้นเผาภายใต้เครื่องเผาพอร์ซเลน (VITA Vacumat 6000, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ที่อุณหภูมิ 650 - 950 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 10 – 15 นาที ทำการขัดชิ้นงานบริเวณด้านที่ติดกับเนื้อเยื่อ (tissue surface) และบริเวณปีกโลหะด้านใกล้ลิ้นที่ไม่ได้ใช้ในการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ โดยชิ้นงานกลุ่มที่ 1, 2 และ 3 มีลักษณะและขนาดดังภาพที่ 11, 12 และ 13 ตามลำดับ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาพที่ 11: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 1

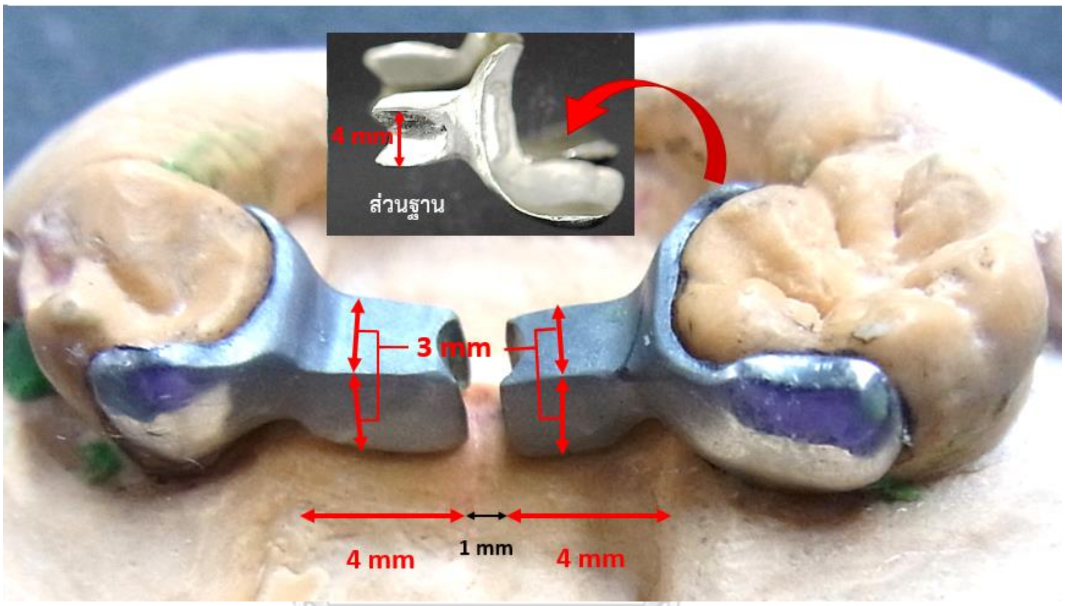
(ก)



(ข)

ภาพที่ 12: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 2 (ก) และขนาดส่วนยึดชนิดตุ่ม (ข)

(ก)



(ข)

ภาพที่ 13: ลักษณะของชิ้นงานกลุ่มที่ 3 (ก) และขนาดส่วนยึดรูปทรงสี่เหลี่ยม (ข)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การยึดชิ้นงานกับตัวฟัน (Cementation)

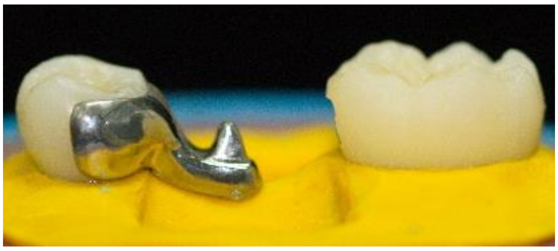
เมื่อได้ชิ้นงานแล้วทำการตรวจสอบความแนบของชิ้นงานกับแบบหล่อปูน หลังจากนั้นทำการลองใส่ชิ้นงานเข้ากับฟันหลัก โดยตรวจสอบพื้นผิวด้านติดเนื้อเยื่อฟันด้วยฟิตเช็คเกอร์ (fit checker, GC corporation, Tokyo, Japan; Lot 1406121) แล้วกรอแก้ไข ก่อนการยึดชิ้นงานด้วยเรซินซีเมนต์ ทำการปรับสภาพพื้นผิวชิ้นงานบริเวณที่จะใช้ยึดกับเคลือบฟันและบริเวณที่ยึดกับฟันแขวนด้วยการเป่าทรายโดยใช้ผงอลูมิเนียมออกไซด์ ขนาด 50 ไมโครเมตร ภายใต้แรงดันลม 60 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว (psi) ที่ระยะห่างระหว่างหัวพ่นและพื้นผิวชิ้นงานโลหะไม่เกิน 10 มิลลิเมตร เป็นระยะเวลา 15 วินาที แล้วทำความสะอาดชิ้นงานด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิคเป็นระยะเวลา 2 นาที[54] เป่าให้แห้ง

ใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มด้วยตัวเองซุปเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (self-curing Superbond C&B; Sun Medical Co., Ltd, Shiga, Japan; Lot KV1) ในการยึดชิ้นงาน โดยทำการปรับสภาพพื้นผิวเคลือบฟันบนแบบจำลองฟันหลักด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้น 65% ขวดสีแดง (red activator) บริเวณที่ไม่ได้มีการกรอเตรียมฟัน เป็นระยะเวลา 60 วินาที และบริเวณที่มีการกรอเตรียมฟันเป็นระยะเวลา 30 วินาที ล้างน้ำ 10 วินาที และเป่าแห้ง ทำการผสมส่วนของโมโนเมอร์ซึ่งมีส่วนประกอบเป็นโฟร์เมตาเอ็มเอ็มเอ และตัวเร่งปฏิกิริยาซึ่งมีส่วนประกอบเป็นทีบีบี ในอัตราส่วน 4:1 หยด ให้เข้ากันในถ้วยกระเบื้องอุณหภูมิต่ำกว่า 10 องศาเซลเซียส แล้วนำไปทาบนผิวเคลือบฟันที่เตรียมไว้ โดยใช้เทคนิคการใช้พู่กันจุ่มส่วนเหลวและผงพีเอ็มเอ็มเอ (brush-dip technique) จากนั้นทำการผสมส่วนผง 0.75 ช้อน เข้ากับส่วนเหลวที่เหลือให้เข้ากันและนำไปทาไปบนชิ้นงานโลหะ (bulk-mixed technique) ทำการยึดชิ้นงาน กลุ่มที่ 1 ยึดโครงโลหะส่วนยึดเข้ากับตัวฟันโดยใส่ชิ้นงานตามวิถีการใส่ชิ้นงานในแนวดิ่ง (ภาพที่ 8, 14) ชิ้นงานกลุ่มที่ 2 ยึดชิ้นงานเข้ากับฟันกรามน้อยก่อนในแนวระนาบ แล้วยึดชิ้นงานเข้ากับฟันกรามแท้ในแนวระนาบและแนวดิ่ง (ภาพที่ 9, 15) และชิ้นงานกลุ่มที่ 3 ยึดชิ้นงาน 2 ชิ้นเข้ากับฟันหลักทั้ง 2 ซี่ในแนวระนาบให้เข้าที่แล้วจึงยึดชิ้นงานฟันแขวนเข้ากับส่วนยึดด้วยเรซินซีเมนต์ในแนวดิ่ง (ภาพที่ 10, 16) กดให้ชิ้นงานลงที่ด้วยแรงประมาณ 25 นิวตัน ระหว่างรอวัสดุเกิดปฏิกิริยาบ่มตัว กำจัดเรซินซีเมนต์ส่วนเกินโดยใช้สำลีก้อนเล็กชุบแอลกอฮอล์ ร่วมกับการใช้ห่วงพลาสติกคล้องไหมขัดฟัน (floss threader) เข้าไปทำความสะอาดใต้ส่วนของฟันแขวน และตรวจสอบความแนบด้วยเครื่องมือตรวจฟัน (explorer) ทิ้งไว้ให้ซีเมนต์แข็งตัวประมาณ 8 นาที นำชิ้นตัวอย่างไปแช่ไว้ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาประมาณ 24 ชั่วโมงก่อนนำมาทดสอบ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

(ก) (ข)

ภาพที่ 14: ชิ้นงานกลุ่มที่ 1 ภายหลังยึดด้วยเรซินซีเมนต์; ก, ภาพมุมมองด้านบดเคี้ยว; ข, ภาพมุมมองด้านใกล้ลิ้น



(ก) (ข)

(ค) (ง)

ภาพที่ 15: ชิ้นงานกลุ่มที่ 2 ยึดโครงโลหะหล่อส่วนยึดชนิดตุ่มเข้ากับฟันกรามน้อย (ก) จากนั้นจึงยึดฟันแขวนโลหะเคลือบกระเบื้องซึ่งต่อเนื่องกับปีกโลหะด้านใกล้ลิ้นเป็นชิ้นเดียวเข้ากับฟันกรามแท้; ข, ภาพมุมมองด้านใกล้ลิ้น; ค, ภาพมุมมองด้านใกล้แก้ม; ง, ภาพมุมมองด้านบดเคี้ยว

(ก) (ข)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

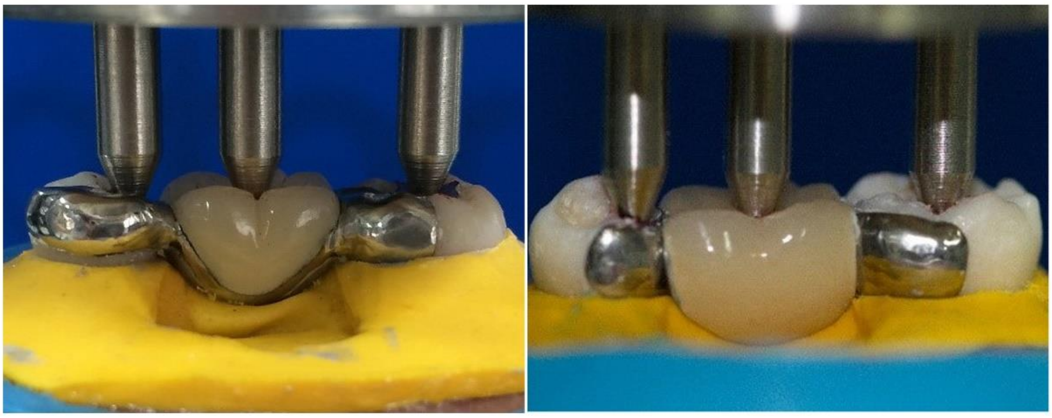
(ค) (ง)

ภาพที่ 16: ชิ้นงานกลุ่มที่ 3 ทำการยึดโครงโลหะหล่อส่วนยึดเข้ากับฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้ (ก) จากนั้นจึงยึดฟันแขวนโลหะเคลือบกระเบื้องเข้ากับส่วนยึด; ข, มุมมองด้านใกล้ลิ้น; ค, ภาพมุมมองด้านใกล้แก้ม; ง, ภาพมุมมองด้านบดเคี้ยว

การทดสอบชิ้นตัวอย่างภายใต้แรงกระทำแบบเป็นวัฏจักร (Cyclic loading)

ทำการทดสอบชิ้นตัวอย่างโดยให้แรงกดแบบเป็นวัฏจักรภายใต้เครื่องอินสตรอน (universal testing machine, fatigue tester: E1000, INSTRON Instruments, UK) โดยใช้หัวกดแท่งปลายมน (ball-ended stylus of load cell) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร จำนวน 3 หัว กดในแนวตรง (vertical force) ลงบนฟันหลักทั้ง 2 ซี่และบนฟันแขวน ในตำแหน่งจุดสบตามธรรมชาติของฟันตามแบบการสบของปุ่มฟันลงบนแอ่งฟันของคู่สบ คือบริเวณแอ่งกลางฟันของฟันกรามแท้และแอ่งด้านไกลกลางของฟันกรามน้อย[2] (ภาพที่ 17) ตรวจสอบความแนบของหัวกดกับชิ้นตัวอย่างโดยใช้แผ่นชิมสต็อก (Shimstock, Hanel, Langenau, Germany; Lot 244367) ขนาดความหนา 8 ไมโครเมตร

หลังจากนั้นทำการทดสอบชิ้นงานภายใต้แรงกดขนาด 50 - 800 นิวตัน ที่ความถี่ 4 รอบต่อวินาที (Hz) จำนวน 2,500,000 รอบ (ใช้ระยะเวลาทั้งหมดประมาณ 174 ชั่วโมง) การตั้งค่าเครื่องทดสอบจะใช้การควบคุมด้วยแรงกด (load-control) เครื่องทดสอบจะหยุดการทำงานภายหลังจากครบจำนวน 2,500,000 รอบ หรือเมื่อเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานก่อนที่จะครบจำนวนรอบ ซึ่งสามารถสังเกตความล้มเหลวที่เกิดขึ้นได้จากชิ้นงานโดยตรง รวมถึงการติดตามบันทึกค่าระยะการเคลื่อนของหัวกดเป็นระยะๆ และ/หรือการกำหนดให้เครื่องทดสอบหยุดอัตโนมัติเมื่อมีการเคลื่อนของหัวกดที่ผิดปกติเกินกว่า 1 มิลลิเมตรจากระยะเริ่มต้น



(ก) (ข)

ภาพที่ 17: ตำแหน่งหัวกดบนชิ้นตัวอย่าง (ก) กลุ่มที่ 1 และ (ข) กลุ่มที่ 2 หรือ 3

การวัดค่าการยึดอยู่ (Measurement of retention)

ภายหลังจากการทดสอบชิ้นตัวอย่างโดยให้แรงกระทำแบบเป็นวัฏจักรครบจำนวนรอบแล้ว นำชิ้นตัวอย่างที่ไม่เกิดการแตกหักหรือหลุดไปทดสอบเพื่อหาค่าการยึดอยู่ของชิ้นงาน โดยทำการถอดชิ้นตัวอย่างออกจากบล็อคอคริลิค นำมาหาจุดกึ่งกลางของชิ้นงานโดยการวัดภายใต้กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (stereo microscope: SZ61, OLYMPUS, Japan) ที่มีโปรมแกรมวิเคราะห์ภาพ (image analysis program) ทำการกรอบริเวณกึ่งกลางชิ้นงานฟันแขวนให้มีที่สำหรับล็อคลวดสลิงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.0 มิลลิเมตร ร่วมกับทำการกรอบากรากฟันหลักให้เป็นร่องเพื่อยึดฟันกลับเข้ากับบล็อคอะคริลิกตามเดิมไม่ให้เกิดการหลุดระหว่างดึงชิ้นงาน ทำการดึงชิ้นงานขึ้นในแนวดิ่งภายใต้เครื่องอินสตรอนระบบไฮดรอลิค (uniaxial static mechanical testing machine in a servo hydraulic system: 8872, INSTRON Instruments, UK) โดยใช้โหลดเซลล์ (load cell) ขนาด 1 กิโลนิวตัน ยึดส่วนฐานให้แน่น ความเร็วในการดึง (crosshead speed) 1 มิลลิเมตรต่อนาที แรงจะถูกส่งผ่านไปยังชิ้นงานจนกระทั่งเกิดความล้มเหลวหรือการหลุดของชิ้นงาน (ภาพที่ 18)

ภาพที่ 18: วัดค่าการยึดอยู่ของชิ้นงานด้วยแรงดึง (Tensile testing)

การประเมินจุดที่เกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน (Mode of failure)

หลังการทดสอบความล้าและความแข็งแรงดึง ทำการตรวจสอบฟันหลักแต่ละซี่โดยการใช้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอไมโครสโคป (stereomicroscope) เพื่อประเมินจุดที่เกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน โดยแบ่งประเภทของความล้มเหลวที่เกิดขึ้นได้เป็น 3 ประเภท คือ

- Adhesive failure คือมีการหลุดระหว่างชั้นผิวเคลือบฟันกับเรซินซีเมนต์ หรือเรซินซีเมนต์กับชิ้นงาน
- Cohesive failure คือ มีแตกภายในชั้นเรซินซีเมนต์ ชิ้นงาน หรือโครงสร้างฟัน
- Mixed failure คือ เกิดความล้มเหลวร่วมกันทั้ง 2 ประเภท

การตรวจสอบชั้นเชื่อมต่อ

ประเมินการเกิดชั้นไฮบริดภายในเคลือบฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคป ชนิดส่องกราด (Scanning Electron Microscope; SEM) โดยสุ่มเลือกฟันหลักจากแต่ละกลุ่มๆ ละ 6 ซี่ ตัดฟันแต่ละซี่ตามแนวขวาง (cross-section) เป็น 2 ชิ้น ผ่านรอยต่อเรซินซีเมนต์และเคลือบฟัน ด้วยเครื่องตัดฟัน (Isomet 1000 series 15, Buehler, USA) ซึ่งมีน้ำหล่อตลอดเวลา ร่วมกับแผ่นตัดกากเพชร ความเร็ว 450 รอบต่อนาที (RPM) แรงกด 300 กรัม เตรียมพื้นผิวบริเวณที่จะทดสอบโดยขัดเปียกด้วยกระดาษทรายซิลิกอนคาร์ไบด์ความละเอียด 1,200 และ 2,000 กริต ตามลำดับ แล้วขัดด้วยอลูมินา (alumina paste) ขนาด 0.05 ไมโครเมตร ทำความสะอาดภายใต้เครื่องอัลตราโซนิคในน้ำกลั่น 30 นาที นำชิ้นฟันที่ตัดจากซี่เดียวกันออกมา 1 ชิ้นเพื่อแช่ในสารละลายกรดไฮโครคลอริกเข้มข้น 6 โมลต่อลิตร เป็นระยะเวลา 30 วินาที ล้างด้วยน้ำกลั่น เป่าลมเบาๆ ติดชิ้นฟันบนแผ่นทองเหลือง (bronze stab) นำเข้าตู้ดูดความชื้นอัตโนมัติ (electronic dry cabinets, Weifo, Taiwan) เป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นเคลือบด้วยทอง (JFC-1200, JEOL, Japan) ศึกษาลักษณะชั้นรอยต่อเรซินซีเมนต์และเคลือบฟันภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคปชนิดส่องกราด (JSM-5410 LV, JEOL, Japan) ที่ 10 - 20 กิโลโวลต์ (kV) ด้วยกำลังขยาย 2,000 5,000 และ 10,000 เท่า บันทึกผลพร้อมภาพถ่าย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การวิเคราะห์ข้อมูล (Statistical methods)

วิเคราะห์ข้อมูลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป SPSS for window version 17.0 (SPSS Inc., Illinois, USA) โดยตรวจสอบการกระจายของข้อมูลก่อนว่ามีการแจกแจงแบบปกติหรือไม่โดยการใช้สถิติโคลโมโกรอฟ-สเมียรนอฟ (Kolmogorov-Smirnov test) และวิธีการทดสอบของเลวีน

(Levene’s test) หากมีการกระจายของข้อมูลแบบไม่ปกติจะทำการทดสอบด้วยสถิตินอนพาราเมตริกซ์ชนิดครัสคาล-วอลลิส (Kruskal-Wallis test) หากมีการกระจายของข้อมูลแบบปกติจะใช้สถิติพาราเมตริกซ์ชนิดการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ (Multiple comparison test) ตามวิธีทูกีย์เอชเอสดี (Tukey's HSD test) เพื่อเปรียบเทียบค่าการยึดอยู่ของชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่ม ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 4
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการกรอเตรียมฟันหลักทั้ง 2 รูปแบบ จากจำนวนซี่ฟันทั้งหมด 60 ซี่ ไม่พบการกรอถึงชั้นเนื้อฟัน และภายหลังการทดสอบชิ้นงานโดยให้แรงกดแบบเป็นวัฏจักรไม่พบการหลุดของชิ้นงาน เมื่อนำไปวัดค่าแรงดึงพบว่ากลุ่มที่ 1 มีค่าแรงดึงเฉลี่ย 396.7 ± 73.2 นิวตัน กลุ่มที่ 2 ที่มีค่าแรงดึงเฉลี่ย 228.3 ± 52.5 นิวตัน และกลุ่มที่ 3 มีค่าแรงดึงเฉลี่ย 529.9 ± 86.2 นิวตัน ซึ่งจากการคำนวณทางสถิติพาราเมตริกซ์ชนิดการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) และการทดสอบเอชเอสดีของทูกีย์ (Tukey HSD multiple range test) แสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงระหว่างกลุ่มที่ 1, 2 และ 3 มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95% (ตารางที่ 2)

พบความล้มเหลวที่เกิดขึ้นโดยส่วนใหญ่ของทั้ง 3 กลุ่ม เกิดการหลุดบริเวณรอยต่อระหว่างชิ้นงานกับเรซินซีเมนต์ร่วมกับการแตกภายในชั้นเรซินซีเมนต์ โดยพบซีเมนต์ติดอยู่บนผิวเคลือบฟันโดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณขอบที่เป็นจุดเริ่มต้นของการหลุดของชิ้นงาน และส่วนกลางชิ้นงานจะพบซีเมนต์ติดอยู่ทั้งบนผิวเคลือบฟันและชิ้นงาน จากการสังเกตชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 พบว่าเกิดการหลุดบริเวณฟันกรามน้อยก่อนตามด้วยการหลุดบริเวณฟันกราม (ภาพที่ 19) ส่วนกลุ่มที่ 2 ชิ้นงานหลุดบริเวณฟันกรามเท่านั้น (ภาพที่ 20) ในกลุ่มที่ 3 พบการหลุดของชิ้นงานบนฟันกรามน้อยร่วมกับการหลุดของฟันแขวนจากโลหะส่วนยึดของด้านฟันกรามแท้ มีจำนวน 8 ชิ้นตัวอย่าง (ภาพที่ 21ก - ข) และพบการหลุดเกิดขึ้นที่ชิ้นงานบนฟันกรามแท้ก่อนตามด้วยการแตกหักที่บริเวณคอฟัน (cervical third) ของฟันกรามน้อย จำนวน 2 ชิ้นตัวอย่าง (ภาพที่ 21ค - ง)

ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคปชนิดส่องกราด (SEM) บริเวณผิวเชื่อมต่อระหว่างเรซินและเคลือบฟัน แสดงให้เห็นถึงชั้นไฮบริดหนาประมาณ 4 ไมโครเมตร และเรซินแท็ก (resin tag) ภายในเคลือบฟัน ทั้งในชิ้นงานขัดเรียบ และภายหลังแช่ในสารละลายกรด (ภาพที่ 22)

ตารางที่ 2 Mean dislodgement force ± SD and failure mode.

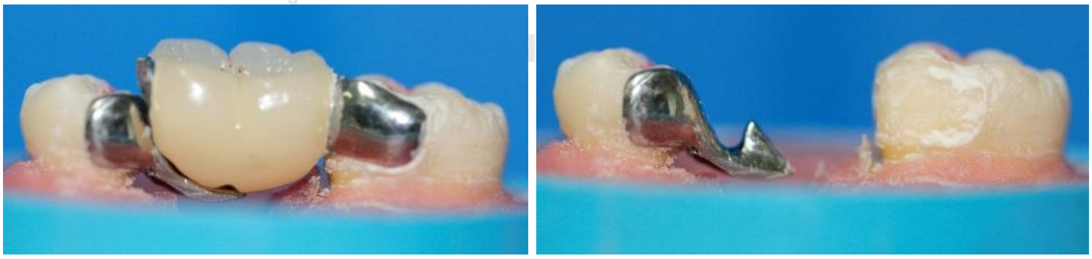
Group	Dislodgement force (N)		Failure mode
	Mean	SD	(numbers of specimens)
1	396.6*	73.2	A/P + R (10)
2	228.2*	52.4	A/P + R (10)
3	529.9*	86.2	A/P + R + T (2), A/P + R (8)

* Mean difference is significant at p<0.001

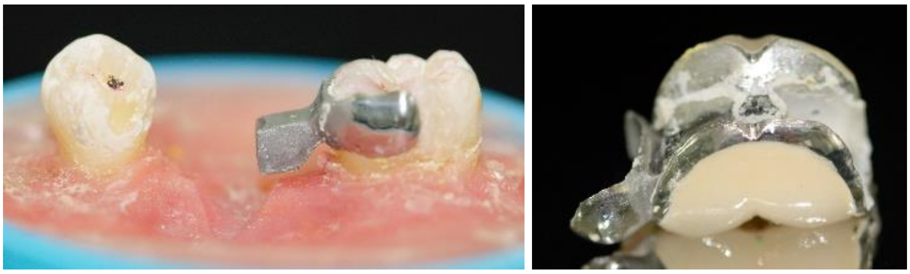
A/P = adhesive failure at prosthesis side interface, R = cohesive failure in resin, T = cohesive failure in tooth, and + = mixed failure.

ภาพที่ 19: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 1

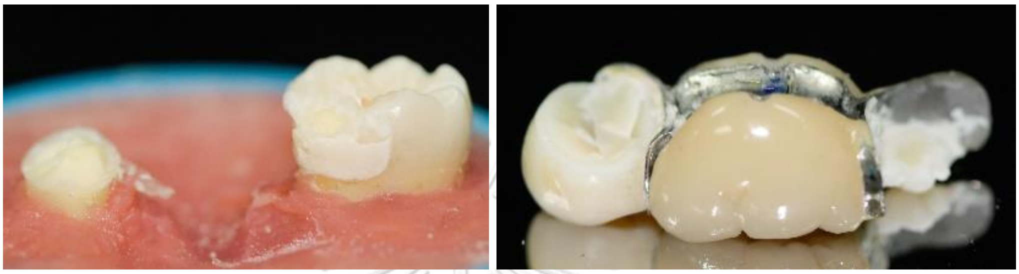
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาพที่ 20: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 2

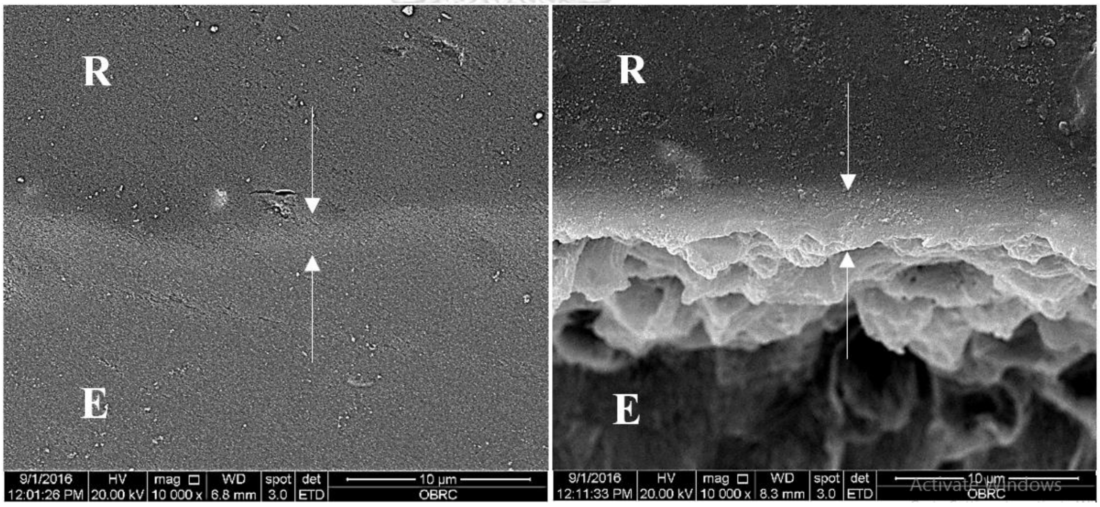


(ก) (ข)



(ค) (ง)

ภาพที่ 21: รูปแบบการหลุดของชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 มี 2 รูปแบบ คือ 1) เกิดการหลุดของชิ้นงานบนฟันกรามน้อยก่อนตามด้วยการหลุดที่ส่วนยึดกับฟันแขวน (ก และ ข) และ 2) เกิดการหลุดที่ฟันกรามแท้ตามด้วยการแตกหักที่บริเวณคอฟันของฟันกรามน้อย (ค และ ง)



(ก) (ข)

ภาพที่ 22: แสดงลักษณะชั้นรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและซีเมนต์ ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคปชนิดส่องกราดกำลังขยาย 10,000 เท่า ก่อน (ก) และหลัง (ข) การปรับสภาพฟันด้วยกรดไฮโดรคลอริก (HCl) ที่มีชั้นไฮบริดและเรซินแท็กที่ต่อเนื่องกัน (ลูกศร)

บทที่ 5
อภิปรายผลการวิจัย

การจำลองการบดเคี้ยวในช่องปากบริเวณฟันกรามในการศึกษานี้ทำโดยการใช้แรงกดแบบเป็นวัฏจักร ค่าแรงกดสูงสุดที่ใช้คือ 800 นิวตัน[66] กำหนดจุดกดตามการสบฟันแบบปุ่มฟันสบลงใจกลางฟันคู่สบ (cusp-to-fossa)[2] โดยใช้แรงกด 50 – 800 นิวตัน ที่ความถี่ 4 เฮิรตซ์ จำนวน 2,500,000 รอบ เพื่อให้สอดคล้องกับเวลาของการบดเคี้ยวในทางคลินิก 0.25 - 0.33 วินาทีต่อรอบ[57] เฉลี่ย 250,000 รอบต่อปี[8, 60-62] เป็นเวลาประมาณ 10 ปี การจำลองการเคลื่อนที่ของฟันกรามน้อยซึ่งมีรากเดียวและฟันกรามแท้ซึ่งมีหลายรากที่เคลื่อนตัวไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรง[20] ทำโดยการจำลองเอ็นยึดปริทันต์ด้วยวัสดุพิมพ์ปากพอลิอีเทอร์ และจำลองกระดูกเบ้าฟันด้วยอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยตัวเอง[30, 64] มีผลทำให้ปริมาณการเคลื่อนของฟันใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติที่มีสภาวะปริทันต์ปกติ[64] โดยวัสดุพอลิอีเทอร์มีเสถียรภาพเชิงมิติในช่วง 14 วันแรก[67, 68] และมีการเปลี่ยนแปลงเชิงมิติเพียงเล็กน้อยประมาณ 4 สัปดาห์[69] ซึ่งเป็นระยะเวลาที่เพียงพอสำหรับการศึกษานี้ ประกอบกับการให้แรงกดทั้งหมด 3 จุดลงบนฟันหลัก 2 ซี่และฟันแขวน (ภาพที่ 17) เพื่อเป็นการจำลองการให้แรงบดเคี้ยวซึ่งแรงไม่ได้ลงที่จุดๆ เดียวแต่จะลงทั้งบนฟันหลักและชิ้นงาน โดยจุดกดบนสะพานฟันในแต่ละรอบของการให้แรงจะมีบางจุดรับแรงและบางจุดไม่ได้รับแรงมากน้อยแตกต่างกัน ส่งผลให้มีการเคลื่อนของฟันหลักในทุกทิศทางใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติมากที่สุด

จากผลการศึกษาพบว่า ชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่ม ไม่เกิดการหลุดภายหลังการรับแรง แสดงให้เห็นว่าชิ้นงานที่ออกแบบขึ้นมาใหม่ในกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 สามารถทนต่อแรงกดในระดับ 800 นิวตัน เป็นจำนวน 2,500,000 รอบได้ เช่นเดียวกับชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 ซึ่งให้ผลการรักษาในทางคลินิกได้ยาวนานถึง 10 ปี[3, 33] จึงอนุมานได้ว่าชิ้นงานในการศึกษานี้อาจมีอายุการใช้งานในทางคลินิกได้มากกว่า 10 ปี นอกจากนี้ค่าแรงกดที่ใช้มีค่าใกล้เคียงกับค่าเฉลี่ยแรงกัดสูงสุด (maximum bite force) บริเวณฟันกรามแท้ของผู้ป่วยที่มีอุปนิสัยบดเคี้ยวประเภททำงานนอกหน้าที่ช่วงประมาณ 480.32 – 806.00 นิวตัน[70-72] จึงเป็นไปได้ว่าชิ้นงานประดิษฐ์ที่ใช้ในการศึกษานี้สามารถใช้ในผู้ป่วยประเภทนี้ได้

เมื่อพิจารณาในแง่ของการกรอเตรียมส่วนพักบนฟันหลัก 2 รูปแบบพบว่ามีความลึกจำกัดที่ผิวเคลือบฟันเท่านั้น ไม่พบการกรอถึงเนื้อฟัน โดยรูปแบบที่ 1 แอ่งรับส่วนพักด้านบดเคี้ยวลึกประมาณ 0.5 มิลลิเมตร และรูปแบบที่ 2 แอ่งรับส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิดลึกประมาณ 0.8 มิลลิเมตร จากความหนาของเคลือบฟันที่มีค่าเฉลี่ย 2.5 มิลลิเมตรที่บริเวณปุ่มฟัน ไปจนถึง 1.0 มิลลิเมตรที่บริเวณคอฟัน[4] โดยความหนาเคลือบฟันด้านไกลกลางของฟันกรามน้อยซี่ที่สองมีค่า 1.22 ± 0.22 มิลลิเมตร และด้านใกล้กลางของฟันกรามแท้ซี่ที่สองมีค่า 1.29 ± 0.20 มิลลิเมตร[44] แต่ในการศึกษานำ

ร่อง (pilot study) ของงานวิจัยนี้ประเมินจากภาพถ่ายรังสีพบว่าเมื่อกรอฟันด้านประชิดที่ระดับลึกกว่า 0.8 มิลลิเมตรจะเสี่ยงต่อการเผยผึ่งของเนื้อฟัน จากผลการทดลองไม่พบการหลุดหรือการแตกหักของชิ้นงานหรือการแตกหักของฟันหลักภายหลังการรับแรง แสดงให้เห็นว่าขนาดและรูปร่างของแอ่งรับส่วนพักในตัวฟันมีความเหมาะสมในการถ่ายทอดแรงลงตามแนวแกนฟัน (long axis)[73] การกรอฟันน้อย และให้ความแข็งแรงของส่วนพักในตัวฟันเพียงพอต่อการรับแรงบดเคี้ยวในฟันหลัง นอกจากป้องกันการบาดเจ็บต่อโพรงประสาทฟัน ไม่จำเป็นต้องใส่ยาชาในขั้นตอนการเตรียมฟัน และไม่จำเป็นต้องทำการบูรณะชั่วคราว ยังมีข้อดีในแง่ของขอบเขตการเตรียมฟันอยู่เหนือเหงือก ง่ายต่อการพิมพ์ ลดระยะเวลาในคลินิก[1] และตัวฟันยังคงความแข็งแรงจากเคลือบฟันซึ่งเชื่อมยึดกับเรซินซีเมนต์ได้ง่ายและให้ค่าแรงยึดที่สูง[6]

การออกแบบชิ้นงานกลุ่มที่ 1 ที่ใช้ส่วนพักบนด้านบดเคี้ยว ฟันหลักได้รับการกรอระนาบนำสำหรับแนวการใส่ชิ้นงาน (ภาพที่ 8) โดยแนวการใส่ชิ้นงานสำหรับฟันเทียมชนิดติดแน่นแบบดั้งเดิมที่เอียงทำมุมประมาณ 5 - 6 องศาในแนวด้านบดเคี้ยว-ใกล้เหงือก (occluso-gingival) จะทำให้เกิดการยึดอยู่และการต้านการหลุดได้ดีที่สุด[2] ชิ้นงานมีลักษณะคลุมฟันเพื่อให้ได้รูปแบบการยึดอยู่ที่ดีและต้านการหลุด แต่ทำให้สูญเสียโครงสร้างฟันส่วนที่ดีไป ขณะที่ชิ้นงานกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ที่ออกแบบขึ้นมาใหม่ ฟันหลักได้รับการกรอเฉพาะส่วนพักบนด้านประชิดเท่านั้น ร่วมกับใช้รูปแบบแยกชิ้นงานประดิษฐ์ออกเป็น 2 และ 3 ชิ้นส่วนตามลำดับ ทำให้สามารถยึดชิ้นงานเข้ากับฟันหลักได้ทีละชิ้นส่วนเปลี่ยนแนวการใส่ชิ้นงานได้หลายแนว และตัวกำหนดแนวการใส่จะอยู่บนชิ้นงาน (ภาพที่ 9 - 10) ซึ่งมีประโยชน์ในการที่ไม่ต้องตัดถึงเนื้อฟันโดยเฉพาะกรณีที่ฟันมีการบิดล้ม ซึ่งพบมากในฟันหลักที่อยู่ติดกับช่องว่างและไม่ได้รับการใส่ฟันเทียม แม้ชิ้นงานที่ออกแบบขึ้นมาใหม่นี้ ไม่มีส่วนยึดคลุมฟันและไม่มีส่วนพักด้านบดเคี้ยว การออกแบบให้ส่วนพักในตัวฟันด้านประชิดสามารถรับแรงหรือต้านต่อแรงที่กระทำเป็นวัฏจักรได้โดยไม่เกิดการหลุดทั้งในแนวตรงและแนวระนาบ

พื้นที่การยึดอยู่ของชิ้นงานบนฟันหลักถือเป็นปัจจัยสำคัญประการหนึ่งที่ส่งผลต่อการอยู่รอดของชิ้นงาน เป็นตัวกำหนดขอบเขตของโลหะส่วนยึดให้เพียงพอที่จะรองรับแรงที่มากระทำ ในการศึกษานี้พื้นที่ผิวสำหรับยึดชิ้นงานบริเวณฟันกรามแท้และฟันกรามน้อยมีค่าประมาณ 80 ± 1 และ 48 ± 1 ตารางมิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งส่งผลให้ชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่มไม่เกิดการหลุดภายหลังการรับแรง ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของเรซินซีเมนต์ที่เลือกใช้ ค่าแรงยึด และแรงบดเคี้ยวในแต่ละตำแหน่ง การยึดชิ้นงานบนผิวเคลือบฟันด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดโฟร์เมตาเอ็มเอ็มเอทีบีบีกับพีเอ็มเอ็มเอ ให้ค่าแรงยึดที่สูงประมาณ 15 - 20 เมกกะปาสคาล[17] การทาโฟร์เมตาที่ผิวโลหะไร้สกุลหรือโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมจะช่วยเพิ่มแรงยึดระหว่างเรซินซีเมนต์และชิ้นงาน[18] โดยค่าแรงยึดที่เกิดจากการเตรียมชิ้นงานในลักษณะมินิดัมเบลมีค่าเฉลี่ย 9.2 ± 3.5 เมกกะปาสคาล[19] ในการทดลองนี้ภายหลังดึงชิ้นงานเพื่อวัดค่า

การยึดอยู่ จึงพบการหลุดของชิ้นงานทั้งหมดเกิดขึ้นบริเวณรอยต่อระหว่างเรซินซีเมนต์และชิ้นงานเป็นส่วนใหญ่โดยยังมีส่วนของซีเมนต์ติดที่ผิวฟัน และชิ้นงานไม่เกิดการแตกหัก

ค่าการยึดอยู่ที่ได้จากการทดสอบภายใต้การดึงจนกระทั่งเกิดการหลุดของชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่ม มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่มที่ 3 มีค่าสูงกว่ากลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ตามลำดับ ซึ่งการให้แรงดึงอย่างต่อเนื่องบนชิ้นงานจนกระทั่งเกิดการหลุดจะส่งผลให้ความล้มเหลวเกิดขึ้นที่จุดที่อ่อนแอที่สุด[8] แม้ว่าพื้นที่การยึดอยู่ของชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่มบนฟันหลักได้รับการควบคุมให้มีขนาดเท่ากัน แต่จากรูปแบบของชิ้นงานแต่ละกลุ่มที่แตกต่างกันจึงส่งผลให้มีค่าแรงยึดต่างกัน จะเห็นได้ว่าชิ้นงานกลุ่มที่ 1 และ 3 มีลักษณะเป็นข้อต่อขยับไม่ได้ ฟันแขวนจะยึดกับทั้งฟันกรามน้อยและฟันกรามแท้จึงส่งผลให้มีค่าการยึดอยู่ที่สูงกว่า ขณะที่กลุ่มที่ 2 ชิ้นงาน 2 ส่วนแยกกันเชื่อมกันในลักษณะเป็นข้อต่อขยับได้โดยส่วนฟันแขวนจะยึดกับฟันกรามแท้เพียงซี่เดียวจึงส่งผลให้มีค่าการยึดอยู่ต่ำที่สุด

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่ 1 และกลุ่ม 3 ในแง่การรับแรงของชิ้นงานพบว่ากลุ่มที่ 1 ชิ้นงานได้รับแรงผ่านหัวกดทั้ง 3 ตำแหน่งจากรูปแบบชิ้นงานที่มีส่วนพักบนด้านบดเคี้ยวของฟันหลักส่งผลให้แรงทั้งหมดกดลงบนชิ้นงาน (ภาพที่ 17ก) ส่วนกลุ่มที่ 3 ชิ้นงานได้รับแรงผ่านหัวกดเพียงหนึ่งตำแหน่งบริเวณฟันแขวนจากรูปแบบชิ้นงานที่ใช้ส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิด ทำให้ไม่มีส่วนของโลหะบนด้านบดเคี้ยวของฟันหลัก ซึ่งแรงที่กดลงบนชิ้นงานเป็นเพียงหนึ่งในสามของแรงทั้งหมดที่เกิดขึ้นในกลุ่มที่ 1 (ภาพที่ 17ข) จึงอาจส่งผลให้ชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 เกิดการล้าในชิ้นงานและบริเวณรอยต่อของซีเมนต์มากกว่า นอกจากนี้กลุ่มที่ 1 มีแนวการใส่ชิ้นงานในแนวตรง เมื่อดึงชิ้นงานจึงเกิดการหลุดตามวิถีการใส่ชิ้นงานได้ง่ายกว่า ขณะที่กลุ่มที่ 3 ชิ้นงานมีส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิดและส่วนของโลหะที่ยึดอยู่ใต้ส่วนคอดของฟัน โดยชิ้นงานทั้ง 3 ส่วนเชื่อมยึดกันด้วยเรซินซีเมนต์เป็นยูนิตเดียว เมื่อดึงชิ้นงานจึงเกิดการหลุดได้ยากกว่า และให้ค่าแรงยึดที่สูง

อย่างไรก็ตามเมื่อคำนวณค่าการยึดอยู่ต่อพื้นที่ในหน่วยเมกกะปาสคาลพบว่ากลุ่มที่ 3 มีค่า 4.1 ± 0.7 เมกกะปาสคาล ซึ่งสูงกว่ากลุ่มที่ 1 และ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่กลุ่มที่ 2 มีค่า 2.8 ± 0.7 เมกกะปาสคาล ซึ่งต่ำที่สุดแต่ในทางสถิติพบว่าไม่แตกต่างกับกลุ่มที่ 1 ที่มีค่า 3.1 ± 0.6 เมกกะปาสคาล แสดงให้เห็นว่าแม้ว่าค่าการยึดอยู่ของชิ้นงานในกลุ่มที่ 2 จะต่ำที่สุดแต่ก็ให้การยึดอยู่ที่เพียงพอสำหรับการใช้งานในทางคลินิกเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 1

จากการศึกษาลักษณะของแรงที่เกิดระหว่างชิ้นงานและฟันหลักจากการดึงชิ้นงานแต่ละกลุ่มพบว่าในกลุ่มที่ใช้ส่วนพักด้านบดเคี้ยวและชิ้นงานคลุมฟันจะเกิดทั้งลักษณะของแรงดึงและแรงเฉือน ขณะที่กลุ่มที่ใช้ส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิดจะเกิดลักษณะของแรงเฉือนทั้งหมด แต่ค่าแรงยึดระหว่างชิ้นงานโลหะและเรซินซีเมนต์ชนิดเดียวกันซึ่งเตรียมชิ้นงานในลักษณะเดียวกันเมื่อทดสอบภายใต้แรงดึงและแรงเฉือนมีค่าไม่แตกต่างกัน[74] ดังนั้นค่าแรงยึดที่แตกต่างกัน มีสาเหตุหลักมาจากลักษณะการออกแบบชิ้นงานที่แตกต่างกัน

รูปแบบการหลุดภายหลังการดึงชิ้นงานกลุ่มที่ 1 เกิดที่ฟันกรามน้อยก่อนฟันกรามแท้ (ภาพที่ 19) เป็นผลมาจากพื้นที่ยึดชิ้นงานบนฟันกรามน้อยที่มีขนาดน้อยกว่าฟันกรามแท้ ส่วนกลุ่มที่ 2 เกิดที่ส่วนยึดฟันแขวนกับฟันกรามแท้เท่านั้น (ภาพที่ 20) เนื่องจากแรงดึงเกิดที่กึ่งกลางฟันแขวนซึ่งเป็นส่วนที่ยึดกับฟันกรามแท้ ส่วนกลุ่มที่ 3 ชิ้นงานมี 3 ส่วน ประกอบกันบนฟันหลักยึดด้วยเรซินซีเมนต์จึงมีส่วนของรอยต่อหลายตำแหน่ง โดยพื้นที่ของโลหะส่วนที่ยึดกับฟันแขวน (attachment-pontic area) แต่ละข้างมีค่าประมาณ 57 ตารางมิลลิเมตรซึ่งมากกว่าพื้นที่ยึดชิ้นงานบนฟันกรามน้อย แต่น้อยกว่าพื้นที่ยึดชิ้นงานบนฟันกรามแท้ การหลุดของชิ้นงานโดยส่วนใหญ่จึงเกิดขึ้นบนฟันกรามน้อยก่อนตามด้วยการหลุดที่บริเวณส่วนยึดกับฟันแขวน (ภาพที่ 21ก - ข) แต่มีชิ้นงานบางส่วน (ร้อยละ 20) เกิดการหลุดที่ฟันกรามแท้ตามด้วยการแตกหักที่บริเวณคอฟันของฟันกรามน้อย (ภาพที่ 21ค - ง) ซึ่งอธิบายได้ว่าเมื่อการหลุดเกิดขึ้นที่รอยต่อระหว่างซีเมนต์และชิ้นงานบนฟันกรามแท้แล้วเกิดการเปลี่ยนของแนวแรงทำให้เกิดการบิดงัดบริเวณคอฟันกรามน้อยจนเกิดการหัก

จากการตรวจวิเคราะห์ฟันหลักจากทุกกลุ่มภายหลังจากการทดสอบแรงกดและดึงชิ้นงานจนกระทั่งเกิดการหลุดแล้วด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนไมโครสโคปชนิดส่องกราด แสดงให้เห็นชั้นไฮบริดในผิวเคลือบฟันทั้งก่อนและหลังแช่กรดไฮโรคลอริก (ภาพที่ 22) ซึ่งอธิบายได้ว่าการปรับสภาพพื้นผิวเคลือบฟันด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้น 65% ล้างน้ำ และเป่าแห้ง สามารถทำให้เกิดการแทรกซึมของเรซินซีเมนต์ชนิดโฟร์เมตาเอ็มเอ็มเอทีบีบี สร้างให้เกิดชั้นไฮบริดในผิวเคลือบฟันที่สามารถป้องกันการแทรกซึมของสารต่างๆ ต้านต่อกรดซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดฟันผุ การห่อหุ้มผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ด้วยเรซินในชั้นไฮบริดจะช่วยส่งเสริมให้การยึดอยู่ยาวนานขึ้น[3, 17, 19] จากการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าชั้นไฮบริดที่สร้างขึ้นด้วยเรซินทำให้ชั้นรอยต่อระหว่างเคลือบฟันกับซีเมนต์มีค่าการยึดอยู่ที่สูงกว่าซีเมนต์กับชิ้นงาน และสามารถรับแรงกด 800 นิวตันได้ในระยะประมาณการทดสอบ 10 ปี โดยไม่เกิดการแตกหักของเคลือบฟันและชั้นไฮบริด เช่นเดียวกับการใช้งานในทางคลินิกได้ในระยะยาว[3, 33] เมื่อสามารถสร้างชั้นเชื่อมต่อให้เกิดเป็นชั้นไฮบริดที่แข็งแรง จุดที่เกิดความล้มเหลวของชิ้นงานโดยส่วนใหญ่ของทั้ง 3 กลุ่ม จึงพบว่าเกิดการหลุดบริเวณรอยต่อระหว่างชิ้นงานกับเรซินซีเมนต์ร่วมกับการแตกภายในชั้นเรซินซีเมนต์ โดยพบซีเมนต์ติดอยู่บนผิวเคลือบฟันโดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณขอบที่เป็นจุดเริ่มต้นของการหลุดของชิ้นงาน และส่วนกลางชิ้นงานจะพบซีเมนต์ติดอยู่ทั้งบนผิวเคลือบฟันและชิ้นงาน (ภาพที่ 19 - 21) เมื่อเกิดการหลุดในรูปแบบนี้จะไม่ทำให้เกิดการแตกหักของฟันส่งผลให้สามารถยึดชิ้นงานสะพานฟันซ้ำได้โดยไม่ต้องทำชิ้นงานขึ้นมาใหม่

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาวะแทรกซ้อนทางคลินิกที่พบมากที่สุดของฟันเทียมบางส่วนชนิดติดแน่นที่กรอฟันน้อยและยึดด้วยวัสดุเรซินคือการหลุดของชิ้นงาน[15, 34, 40] โดยเฉพาะอย่างยิ่งในฟันหลัง[40, 74] อันเนื่องมาจากการออกแบบชิ้นงานและการเตรียมฟันหลัก จากการศึกษาในทางคลินิกพบว่าการกรอร่องบนฟันหลัก

และการออกแบบชิ้นงานที่คลุมฟันเพียงพอจะช่วยเพิ่มโอกาสการอยู่รอด[74] ทั้งนี้การรักษาให้ประสบผลสำเร็จต้องอาศัยหลายปัจจัยประกอบกัน[12, 14, 15, 34] อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ในกลุ่มที่ 2 และ 3 กรอเพียงส่วนพักด้านประชิดและชิ้นงานใช้โลหะไร้สกุลรูปแบบคลุมฟันบางส่วน โดยส่วนของปีกมีความสูงประมาณ 4.0 - 4.5 มิลลิเมตร ความยาวประมาณ 4.5 - 6.0 มิลลิเมตร และหนาเพียง 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะรองรับแรงโดยไม่เกิดการเปลี่ยนรูปร่าง การหลุดหรือแตกหัก การศึกษานี้ใช้ข้อต่อขยับได้เป็นกลุ่มที่ 2 ซึ่งระหว่างส่วนยึดชนิดตุ่มบริเวณที่สวมเข้ากับฟันแขวนมีพื้นที่ว่างประมาณ 0.1 - 0.3 มิลลิเมตร สำหรับให้มีการเคลื่อนขยับได้เล็กน้อย ส่งผลให้ลดแรงกระทำต่อฟันหลักและยอมให้ฟันหลักเคลื่อนเป็นอิสระต่อกัน พบว่าเหมาะสมที่จะใช้ในกรณีสะพานฟันหน้าเชื่อมกับฟันหลังหรือฟันกรามน้อยที่มีแนวการเคลื่อนของฟันที่แตกต่างกัน หรือในกรณีฟันโยกหรือฟันที่มีการเคลื่อนมากกว่าปกติจากการจัดฟัน เพื่อช่วยลดอัตราการหลุด[75, 76]

สะพานฟันในกลุ่มที่ 2 และ 3 ที่ออกแบบขึ้นมาใหม่มีแนวคิดมาจากหลักการทันตกรรมเชิงอนุรักษ์ (conservative dentistry) เพื่อความสวยงาม โดยกรอฟันน้อยเพื่อเก็บโครงสร้างเคลือบฟันส่วนที่ดีไว้ และให้ความสวยงามที่เหนือกว่ารูปแบบเดิมจากการที่ไม่ปรากฏส่วนของโลหะอยู่บนด้านบดเคี้ยว แต่มีส่วนที่ช่วยต้านการหลุดของชิ้นงานและต้านการกดชิ้นงานลงสู่เหงือก คือส่วนพักภายในตัวฟันด้านประชิด ซึ่งนอกจากมีประโยชน์ในเรื่องของความสวยงามแล้วยังสามารถเพิ่มพื้นที่การยึดอยู่ของชิ้นงาน การต้านการหลุด การลดแรงบดเคี้ยวที่กระทำลงบนชิ้นงาน รวมถึงช่วยในการรองรับและถ่ายทอดแรงสู่ฟันหลัก โดยส่วนรองรับยังได้จากส่วนที่คลุมเหนือส่วนป่องของฟันด้วย นอกจากนี้การออกแบบชิ้นงานแบบแยกส่วน มีวิถีการใส่ชิ้นงานหลายทิศทาง ทำให้กรอฟันน้อยลงเมื่อเทียบกับสะพานฟันในกลุ่มที่ 1 ที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งในฟันหลักที่มีการล้มเอียง ซึ่งการทำความสะอาดฟันหลักและสะพานฟันชนิดนี้สามารถใช้วิธีการเช่นเดียวกับการทำความสะอาดสะพานฟันแบบเดิม โดยการใช้ห่วงพลาสติกคล้องนำไหมขัดฟันเข้าไปทำความสะอาดใต้ส่วนของฟันแขวน ทั้งนี้การสร้างชิ้นงานในทางคลินิกอาจพิจารณาเปิดบริเวณช่องระหว่างฟัน (embrasure) ให้กว้างขึ้นเพื่อให้ง่ายต่อการทำความสะอาดมากขึ้น

เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการโดยทดสอบชิ้นงานด้วยการใช้แรงกดแบบเป็นวัฏจักรก่อนนำมาหาค่าแรงยึดเท่านั้น จากผลการศึกษาที่ได้สามารถนำไปเป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อใช้ในการศึกษาผลทางด้านการใช้งานในทางคลินิกต่อไป

บทที่ 6
สรุปผลการทดลอง

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้ สรุปได้ว่า

1. สะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยทั้ง 3 รูปแบบ สามารถทนแรงกระทำเป็นวัฏจักร 50 – 800 นิวตันได้ 2,500,000 รอบหรือประมาณการณ์การบดเคี้ยวเป็นเวลา 10 ปี
2. การออกแบบสะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ที่ชิ้นงานมีส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด ซึ่งชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วนแล้วยึดแต่ละส่วนเข้าด้วยกันโดยใช้เรซินซีเมนต์ เป็นชนิดข้อต่อขยับไม่ได้ ให้ค่าการยึดอยู่ที่สูงกว่าชิ้นงานสะพานฟันยึดด้วยเรซินซีเมนต์แบบเดิมที่มีส่วนพักด้านบดเคี้ยว ซึ่งอาจส่งผลให้การใช้งานทางคลินิกมีระยะเวลาที่ยาวนานกว่า
3. สะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด ซึ่งชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วนแล้วประกอบแต่ละส่วนเข้าด้วยกันในช่องปาก ส่งผลให้กรอเตรียมฟันน้อย เมื่อเปรียบเทียบกับสะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์แบบเดิม เนื่องจากไม่จำเป็นต้องกรอฟันเพื่อให้ได้ระนาบนำตามแนวการถอดใส่ชิ้นงาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีฟันหลักที่มีการล้มเอียง
4. สะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนพักในตัวฟันด้านประชิด ให้ความสวยงามที่เหนือกว่าสะพานฟันชนิดกรอฟันน้อยที่ใช้โลหะเป็นส่วนพักด้านบดเคี้ยว เนื่องจากไม่มีโลหะบนด้านบดเคี้ยว
5. ชั้นไฮบริดบริเวณรอยต่อเคลือบฟันกับเรซินซีเมนต์มีค่าการยึดอยู่สูงกว่าเรซินซีเมนต์กับชิ้นงาน และสามารถรับแรงโดยไม่เกิดการแตกหักของเคลือบฟันและชั้นไฮบริด

รายการอ้างอิง

1. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 5th ed. St. Louis: Mosby; 2013.
2. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, et al. Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th ed. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2012.
3. Piemjai M. Advanced Fixed Prosthodontics: Dentin Protection for Life-long Function. Bangkok: Samcharoen Panich; 2015.
4. Bhalajhi SI. Dental Anatomy, histology and development. 2nd ed. New Delhi: Arya (Medi) Publishing House; 2005.
5. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent. 1986;56(4):416-21.
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.
7. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent. 1973;30(4 Pt 1):418-23.
8. el-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2000;13(5):425-31.
9. Livaditis GJ. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. J Am Dent Assoc. 1980;101(6):926-9.
10. McLaughlin G. Composite bonding of etched metal anterior splints. Compend Contin Educ Dent. 1981;2(5):279-83.
11. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative dentistry materials. 13th ed. Philadelphia: ELSEVIER MOSBY; 2012.
12. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 2003;90(1):31-41.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

13. Maller SV, Karthik KS, Maller US. Resin-bonded fixed partial dentures; Metals to Ceramics - a literature review. J Indian Acad Dent Spec. 2010;1(1):22-6.

14. Miettinen M, Millar BJ. A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. Br Dent J. 2013;215(2):E3.

15. Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Bragger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2008;19(2):131-41.

16. Wiltshire WA. Tensile bond strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded bridges. Quintessence Dent Tech. 1986;10:227-32.

17. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of Dental Hard Tissues. Chicago: Quintessence Publishing; 1998.

18. Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. 4-META opaque resin--a new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. J Dent Res. 1981;60(9):1697-706.

19. Piemjai M, Nakabayashi N. Direct Tensile Strength and Characteristics of Dentin Restored with All-Ceramic, Resin-Composite, and Cast Metal Prostheses Cemented with Resin Adhesives. Biomed Res Int. 2015;2015:656948.

20. De Boever J, De Boever A. Occlusion and periodontal health. In: Klineberg I, Jagger R, editors. Occlusion and clinical practice An evidence based approach. Edinburgh, New York: Wright Publishing; 2004. p. 83-91.

21. Shortall A. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restoration. Br Dent J. 1982;153:223-7.

22. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Saunders (Elsevier) Publications; 2003.

23. Craig RG. Restorative Dental Materials. 10th ed: Harcourt Brace & Company Asia; 1997

24. Whitehouse JA. Welcome to the world of minimally invasive dentistry. J Minim Interv Dent. 2009;2:98-100.

25. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. J Am Dent Assoc. 2003;134(1):87-95.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

26. Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings: an improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. J Prosthet Dent. 1982;47(1):52-8.

27. Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. J Prosthet Dent. 1977;37(1):28-31.

28. Thompson VP, Livaditis GJ. Etched casting acid etch composite bonded posterior bridges. Pediatr Dent. 1982;4(1):38-43.

29. Barrack G. The etched cast restoration--clinical techniques and long-term results. Quintessence Int. 1993;24(10):701-13.

30. Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2003;90(4):347-53.

31. Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. Bull Tokyo Dent Coll. 2011;52(2):61-7.

32. Durey KA, Nixon PJ, Robinson S, Chan MF. Resin bonded bridges: techniques for success. Br Dent J. 2011;211(3):113-8.

33. Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. Clin Oral Investig. 2016;20(6):1329-36.

34. Creugers NH, Kayser AF. An analysis of multiple failures of resin-bonded bridges. J Dent. 1992;20(6):348-51.

35. Creugers NH, De Kanter RJ, van 't Hof MA. Long-term survival data from a clinical trial on resin-bonded bridges. J Dent. 1997;25(3-4):239-42.

36. Aggstaller H, Beuer F, Edelhoff D, Rammelsberg P, Gernet W. Long-term clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures with retentive preparation geometry in anterior and posterior areas. J Adhes Dent. 2008;10(4):301-6.

37. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldpathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. Dent Mater. 2007;23(11):1323-31.

38. Duarte S, Jr., Phark JH, Tada T, Sadan A. Resin-bonded fixed partial dentures with a new modified zirconia surface: a clinical report. J Prosthet Dent. 2009;102(2):68-73.

39. Ozcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2005;93(4):337-45.

40. Creugers NH, Kayser AF, Van't Hof MA. A seven-and-a-half-year survival study of resin-bonded bridges. J Dent Res. 1992;71(11):1822-5.

41. Garg N, Garg A. Textbook of operative dentistry. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2013. p. 18-22.

42. Kraus B, Jordan R, Abrams L. A Study of the Masticatory System: Dental anatomy and occlusion. Preston St. Baltimore, Maryland: The Williams and Wilkins Company; 1969.

43. Roth G, Clames R. Dental mineralized tissue. Oral biology. St. Louis: Mosby; 2000. p. 173-88.

44. Stroud JL, English J, Buschang PH. Enamel thickness of the posterior dentition: its implications for nonextraction treatment. Angle Orthod. 1998;68(2):141-6.

45. Fernandes SA, Vellini-Ferreira F, Scavone-Junior H, Ferreira RI. Crown dimensions and proximal enamel thickness of mandibular second bicuspids. Braz Oral Res. 2011;25(4):324-30.

46. Vellini-Ferreira F, Cotrim-Ferreira F, Ribeiro J, Ferreira-Santos R. Mapping of proximal enamel thickness in permanent teeth. Braz J Oral Sci. 2012;11:481-5.

47. 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.

48. Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent. 1994;7(3):144-8.

49. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. J Adhes Dent. 2005;7(1):7-17.

50. Minami H, Tanaka T. History and current state of metal adhesion systems used in prosthesis fabrication and placement. J Oral Sci. 2013;55(1):1-7.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

51. Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. J Prosthet Dent. 2002;87(2):216-24.

52. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessence Int. 1992;23(2):135-41.

53. Dixon DL, Breeding LC, Hughie ML, Brown JS. Comparison of shear bond strengths of two resin luting systems for a base and a high noble metal alloy bonded to enamel. J Prosthet Dent. 1994;72(5):457-61.

54. Imbery TA, Burgess JO, Naylor WP. Tensile strength of three resin cements following two alloy surface treatments. Int J Prosthodont. 1992;5(1):59-67.

55. Taira Y, Sakai M, Yang L, Sawase T, Atsuta M. Bond strength between luting materials and a fiber-reinforced resin composite for indirect restorations. Dent Mater J. 2007;26(5):628-34.

56. Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. Dent Mater J. 2009;28(4):446-53.

57. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res. 1983;62(1):32-6.

58. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL, et al. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. J Prosthet Dent. 1981;46(5):561-7.

59. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. J Dent Res. 1999;78(7):1336-44.

60. Coffey JP, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. J Prosthet Dent. 1985;54(2):273-80.

61. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1985;1(6):238-42.

62. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1986;2(6):235-40.

63. Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G, Friedl KH. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1998;79(4):393-8.

64. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005;19(1):11-6.

65. Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: a pilot study. Acta Odontol Scand. 2011;69(5):316-8.

66. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. Arch Oral Biol. 1991;36(7):535-9.

67. Nassar U, Flores-Mir C, Heo G, Torrealba Y. The effect of prolonged storage and disinfection on the dimensional stability of 5 vinyl polyether silicone impression materials. J Adv Prosthodont. 2017;9(3):182-7.

68. Walker MP, Rondeau M, Petrie C, Tasca A, Williams K. Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric impression materials after disinfection. J Prosthodont. 2007;16(5):343-51.

69. Clancy JM, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. J Oral Rehabil. 1983;10(4):325-33.

70. Calderon Pdos S, Kogawa EM, Corpas Ldos S, Lauris JR, Conti PC. The influence of gender and bruxism on human minimum interdental threshold ability. J Appl Oral Sci. 2009;17(3):224-8.

71. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. Int J Prosthodont. 2005;18(4):328-32.

72. Jain V, Mathur VP, Kumar A. A preliminary study to find a possible association between occlusal wear and maximum bite force in humans. Acta Odontol Scand. 2013;71(1):96-101.

73. Carr AB, Brown DT. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 12th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2011.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

74. De Kanter RJ, Creugers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. J Dent Res. 1998;77(4):609-14.

75. Markley MR. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. J Prosthet Dent. 1951;1(4):416-23.

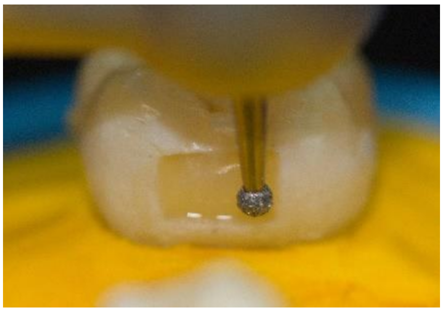
76. Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? J Can Dent Assoc. 2007;73(10):933-8.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

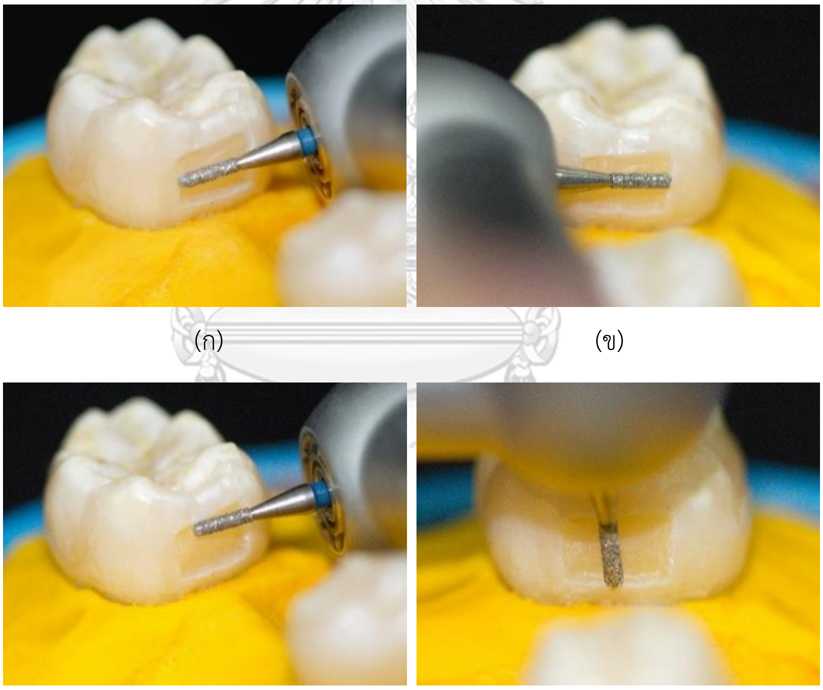
ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

การวางหัวกรอสำหรับการเตรียมแอ่งรับภายในตัวฟันด้านประชิด



ภาพที่ 23: การวางหัวกรอในขั้นตอนการกำหนดความลึกและขยายขอบเขตแอ่งรับภายในตัวฟันด้านประชิดของฟันหลัก เป็นรูปสี่เหลี่ยม โดยใช้ด้ามกรอฟันชนิดความเร็วสูงร่วมกับเข็มกรอกากเพชรรูปทรงกลมเบอร์ 201S (Intensiv SA, Grancia, Switzerland) ที่ความลึกครึ่งเข็มกรอหรือประมาณ 0.7 มิลลิเมตร



(ก) (ข)

(ค) (ง)

ภาพที่ 24: การวางหัวกรอในขั้นตอนการเตรียมแอ่งรับภายในตัวฟันด้านประชิดของฟันหลัก เป็นรูปสี่เหลี่ยม บนด้านไกลกลางของฟันกรามน้อยและด้านใกล้กลางของฟันกรามแท้ ด้วยเข็มกรอกากเพชรรูปทรงกระบอกเบอร์ 211S (Intensiv SA, Grancia, Switzerland); ก และ ข, ที่ผนังด้านใกล้แก้มและใกล้ลิ้น; ค, ด้านบดเคี้ยว; ง, ด้านใกล้เหงือก

ลักษณะการแต่งขี้ผึ้ง

กลุ่มที่ 1 ชิ้นงานเป็นชิ้นเดียว ใช้ขี้ผึ้งชนิดบลูอินเลย์ในการแต่งเป็นรูปร่างชิ้นงานส่วนที่ยึดกับฟันหลักและฟันแขวน (ภาพที่ 25)

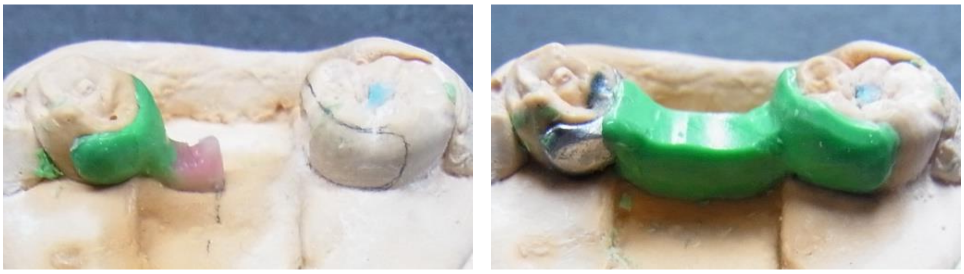
กลุ่มที่ 2 ชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วน 2 ชิ้น ใช้ขี้ผึ้งสำหรับแกะสลัก (al dente, Germany) ในการแต่งเป็นรูปร่างชิ้นงาน โดยขนาดของส่วนยึดชนิดตุ่ม (male part/ stud attachment) มีส่วนของแขนยื่นต่อออกมาจากด้านประชิดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางยาวประมาณ 6 มิลลิเมตร มีฐานกว้างประมาณ 3 มิลลิเมตร และสูงในแนวตั้งประมาณ 2 มิลลิเมตร ส่วนของตุ่มบริเวณยอดมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 มิลลิเมตรและสูงในแนวตั้งประมาณ 1.5 มิลลิเมตร ขนานกับแนวถอด-ใส่ชิ้นงานฟันแขวน ทำการสำรวจแผ่นด้านประชิดด้วยเครื่องสำรวจทางทันตกรรมเพื่อหาแนวการใส่ชิ้นงานฟันแขวนโดยเอียงทำมุม 5 - 6 องศาในแนวด้านบดเคี้ยว-ขอบเหงือก (ภาพที่ 26)

กลุ่มที่ 3 ชิ้นงานเป็นแบบแยกส่วน 3 ชิ้น ใช้ขี้ผึ้งสำหรับแกะสลัก (al dente, Germany) ในการแต่งเป็นรูปร่างชิ้นงาน โดยขนาดของส่วนยึดรูปทรงสี่เหลี่ยม ยื่นออกมาจากแผ่นด้านประชิดยาวประมาณ 4 มิลลิเมตร, มีฐานกว้าง 4 มิลลิเมตร, ส่วนบนกว้าง 3 มิลลิเมตร, สูง 3 มิลลิเมตร และเอียงผายลักษณะกระถางคว่ำทำมุม 5 - 6 องศาจากด้านบนลงล่าง ด้านประชิดของส่วนยึดตั้งฉากกับระนาบบดเคี้ยว รอยบากเป็นร่องบริเวณกึ่งกลางด้านประชิดของส่วนยึดช่วยเพิ่มการยึดและต้านการหลุดของชิ้นงานฟันแขวน (ภาพที่ 27)

(ก)

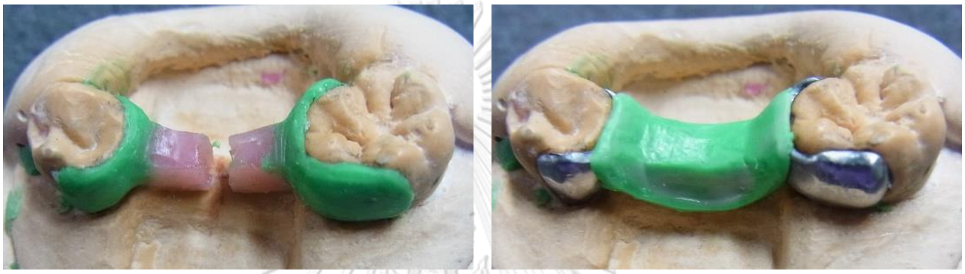
(ข)

ภาพที่ 25: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 1 (ก) ด้านบดเคี้ยว (ข) ด้านลิ้น



(ก) (ข)

ภาพที่ 26: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 2 (ก) ส่วนยึดชนิดตุ่ม (ข) ส่วนฟันแขวน



(ก) (ข)

ภาพที่ 27: ชิ้นงานในห้องปฏิบัติการกลุ่มที่ 3 (ก) ส่วนยึดรูปทรงสี่เหลี่ยม (ข) ส่วนฟันแขวน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 3 แสดงผลค่าแรงยึดของแต่ละชิ้นงาน

ชิ้นงาน	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3
1	243.5	173.3	379.2
2	458.1	227.4	490.6
3	434.9	197.6	568.9
4	327.7	193.6	581.8
5	418.9	212.4	621.8
6	501.6	195.4	577.5
7	441.6	209.9	661.8
8	389.9	351.9	456.5
9	387.8	277.1	486.6
10	362.4	244.0	474.9
Mean	396.6	228.2	529.9
SD	73.2	52.4	86.2

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 4 การเปรียบเทียบค่าแรงยึดในแต่ละกลุ่มทดลอง

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Tensile
N		30
Normal Parameters[a]	Mean	3.8496E2
	Std. Deviation	1.4347E2
Most Extreme Differences	Absolute	.137
	Positive	.137
	Negative	-.070
Kolmogorov-Smirnov Z		.750
Asymp. Sig. (2-tailed)		.627

a. Test distribution is Normal.

Descriptives

Tensile

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	10	3.9667E2	73.23079	23.15761	344.2808	449.0532	243.53	501.58
2	10	2.2827E2	52.45534	16.58784	190.7497	265.7983	173.29	351.96
3	10	5.2994E2	86.20041	27.25896	468.2809	591.6091	379.19	661.80
Total	30	3.8496E2	143.47720	26.19523	331.3867	438.5373	173.29	661.80

Descriptives

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
MPa	1	10	3.0958	.57046	.18040	2.6878	3.5039	1.89	3.90
	2	10	2.8475	.66194	.20932	2.3740	3.3210	2.16	4.41
	3	10	4.1369	.67653	.21394	3.6530	4.6209	2.96	5.17
	Total	30	3.3601	.83772	.15295	3.0473	3.6729	1.89	5.17

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
MPa	Between Groups	9.360	2	4.680	11.496	.000
	Within Groups	10.992	27	.407		
	Total	20.352	29			
Tensile	Between Groups	457082.067	2	228541.033	44.106	.000
	Within Groups	139903.393	27	5181.607		
	Total	596985.460	29			

Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable	(I) 1=EO, 2=IN, 3=IR	(J) 1=EO, 2=IN, 3=IR	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
MPa	1	2	.24832	.28534	.663	-.4592	.9558
		3	-1.04107*	.28534	.003	-1.7485	-.3336
	2	1	-.24832	.28534	.663	-.9558	.4592
		3	-1.28939*	.28534	.000	-1.9969	-.5819
	3	1	1.04107*	.28534	.003	.3336	1.7485
		2	1.28939*	.28534	.000	.5819	1.9969
Tensile	1	2	168.39300*	32.19195	.000	88.5757	248.2103
		3	-133.27800*	32.19195	.001	-213.0953	-53.4607
	2	1	-168.39300*	32.19195	.000	-248.2103	-88.5757
		3	-301.67100*	32.19195	.000	-381.4883	-221.8537
	3	1	133.27800*	32.19195	.001	53.4607	213.0953
		2	301.67100*	32.19195	.000	221.8537	381.4883

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

Homogeneous

Tensile

Tukey HSD

Gr	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
2	10	2.2827E2		
1	10		3.9667E2	
3	10			5.2994E2
Sig.		1.000	1.000	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

MPa

Tukey HSD

1=EO, 2=I...	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
2	10	2.8475	
1	10	3.0958	
3	10		4.1369
Sig.		.663	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

ตารางที่ 5 การเปรียบเทียบพื้นที่ยึดชิ้นงานบนฟันหลัก

Descriptives

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
Surf_Pre	1	10	48.1150	.33811	.10692	47.8731	48.3569	47.87	48.78
	2	10	48.2840	.21614	.06835	48.1294	48.4386	47.90	48.58
	3	10	48.1440	.32854	.10389	47.9090	48.3790	47.79	48.67
	Total	30	48.1810	.29851	.05450	48.0695	48.2925	47.79	48.78
Surf_Molar	1	10	80.0190	.14091	.04456	79.9182	80.1198	79.86	80.36
	2	10	80.2020	.32961	.10423	79.9662	80.4378	79.84	80.78
	3	10	79.9750	.20690	.06543	79.8270	80.1230	79.79	80.36
	Total	30	80.0653	.25131	.04588	79.9715	80.1592	79.79	80.78

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Surf_Pre	Between Groups	.163	2	.082	.911	.414
	Within Groups	2.421	27	.090		
	Total	2.584	29			
Surf_Molar	Between Groups	.290	2	.145	2.538	.098
	Within Groups	1.542	27	.057		
	Total	1.832	29			

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Surf_Pre	30	47.79	48.78	48.1810	.29851
Surf_Molar	30	79.79	80.78	80.0653	.25131
Valid N (listwise)	30				

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวรุจิรา ภัทรทิวานนท์ เกิดเมื่อวันที่ 8 เดือนมกราคม พ.ศ. 2530 ที่อำเภอปราสาท จังหวัดสุรินทร์ สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในปีการศึกษา 2553 เข้ารับราชการเป็นทันตแพทย์ประจำฝ่ายทันตสาธารณสุข โรงพยาบาลกาบเชิง จังหวัดสุรินทร์ ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2554 - 2557 และเข้ารับการศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปี พ.ศ. 2557

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University