

ผลของการปรับสภาพผิวทางเคมีที่มีต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระดับจุลภาคระหว่างซีฟันเทียม  
อะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

นายสุธี เพ็ญพัทธกุล

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์  
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2555  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)  
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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 Graduate School.

EFFECT OF CHEMICAL SURFACE TREATMENT ON MICROTENSILE BOND  
STRENGTH BETWEEN ACRYLIC DENTURE TEETH AND HEAT-CURED ACRYLIC  
DENTURE BASE

Mr. Sutee Penpattanakul

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 2012

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

ผลของการปรับสภาพผิวทางเคมีที่มีต่อกำลังแรงยึดแบบดึง  
ระดับจุลภาคระหว่างซีฟีนเทียมอะคริลิกและฐานพีนเทียม  
อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

โดย

นายสุธี เพ็ญพจน์กุล

สาขาวิชา

ทันตกรรมประดิษฐ์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

รองศาสตราจารย์ ชัยรัตน์ วิวัฒน์วรพันธ์

---

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น  
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. อรพินท์ แก้วปลั่ง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(รองศาสตราจารย์ ชัยรัตน์ วิวัฒน์วรพันธ์)

..... กรรมการ  
(อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร. วัชรศักดิ์ ตุมราศวิน)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. วรวัฒน์ สัตตบรรณสุข)

สุธิ เพ็ญพัตถกุล : ผลของการปรับสภาพผิวทางเคมีที่มีต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระดับ  
 จุลภาคระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน.  
 (EFFECT OF CHEMICAL SURFACE TREATMENT ON MICROTENSILE BOND  
 STRENGTH BETWEEN ACRYLIC DENTURE TEETH AND HEAT-CURED  
 ACRYLIC DENTURE BASE) อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ. ชัยรัตน์  
 วิวัฒน์วรพันธ์, 89 หน้า.

การศึกษาค้นคว้าครั้งนี้เป็นการเปรียบเทียบกำลังแรงยึดแบบดึงระดับจุลภาคระหว่างซีฟัน  
 เทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนภายหลังการปรับสภาพผิวทาง  
 เคมี โดยจะใช้ซีฟันเทียมผลิตภัณฑ์เมเจอร์เดนทัลและผลิตภัณฑ์คอสโมเอสเอ็กซ์แอลจำนวน  
 ผลิตภัณฑ์ละ 60 ซี่ นำมาจัดบริเวณด้านประชิดเหงือกของซีฟันเทียมให้เรียบแล้วยึดติดกับ  
 ซีฟันจากนั้นนำไปลงภาชนะหล่อแบบแล้วไล้ซีฟันออก แบ่งชิ้นงานเป็นผลิตภัณฑ์ละ 6 กลุ่ม  
 กลุ่มละ 10 ชิ้น กลุ่มที่ 1 คือกลุ่มควบคุมสามารถนำไปอัดอะคริลิกได้เลย กลุ่มที่ 2 ทาบริเวณ  
 ด้านประชิดเหงือกของฟันเทียมด้วยส่วนเหลวของฐานฟันเทียมเป็นเวลา 15 วินาที กลุ่มที่ 3  
 ถึง 6 ทาด้วยสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตกับเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วน 25:75,  
 40:60, 55:45, 70:30 โดยปริมาตรตามลำดับเป็นเวลา 15 วินาที จากนั้นทำการอัดอะคริลิก  
 นำชิ้นงานที่ได้มาตัดให้เป็นรูปมินิเดมเบลล์แล้วนำไปแช่ในน้ำกลั่นที่มีอุณหภูมิ 37 องศา  
 เซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ทดสอบโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด ทำการเปรียบเทียบ  
 ค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางและทางเดียวที่ระดับ  
 ความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่าการปรับสภาพผิวและชนิดของซีฟันเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึด  
 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และพบว่ากลุ่มที่ได้รับการปรับสภาพผิวจะมีค่ากำลังแรงยึดแบบดึง  
 สูงกว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการปรับสภาพผิวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) ยกเว้นกลุ่มที่ทา  
 สารละลายอัตราส่วน 70:30 ในการปรับสภาพผิวแต่ละแบบ ชนิดของซีฟันเทียมไม่มีผลต่อ  
 กำลังแรงยึดแบบดึง ( $p > 0.05$ )

ภาควิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อ.....

สาขาวิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....

ปีการศึกษา.....2555.....

# # 5376132432 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORDS : METHYL FORMATE / METHYL ACETATE / MICROTENSILE BOND STRENGTH / DENTURE TEETH / DENTURE BASE

SUTEE PENPATTANAKUL : EFFECT OF CHEMICAL SURFACE TREATMENT ON MICROTENSILE BOND STRENGTH BETWEEN ACRYLIC DENTURE TEETH AND HEAT-CURED ACRYLIC DENTURE BASE. ADVISOR : ASSOC.PROF.CHAIRAT WIWATWARRAPAN, 89 pp.

The aim of this study was to compare microtensile bond strength between acrylic denture teeth and heat-cured acrylic denture base after chemical surface treatments. Acrylic denture teeth (MajorDent™ and Cosmo HXL™) were ground at the ridge lap surface and bonded with pink wax. After mold preparation and dewaxing, specimens of each brand were distributed into 6 groups (n=10). Group 1 was a control group (no treatment), the other groups were applied with chemical agents 15 sec. to the ridge lap surface of the denture teeth: group 2 were treated with liquid of acrylic denture base, group 3-6 were treated with a mixture of methyl formate and methyl acetate at various concentrations (25:75, 40:60, 55:45, 70:30% v/v). The heat-cured acrylic was packed with conventional method. Miniaturized dumbbell-shaped specimens were prepared and were incubated in 37°C distilled water for 24 hours. Microtensile bond strength testing was performed in a testing machine. Compare mean tensile strength by using Two-way and one-way ANOVA at significance level 95%. The results showed that surface treatments and type of denture teeth has effect on bond strength. The surface treated groups had higher tensile bond strength than untreated groups ( $p < 0.05$ ) except the 70:30% v/v group. If consider each surface treatment, type of denture teeth has no effect on bond strength ( $p > 0.05$ ).

Department : Prosthodontics ..... Student's Signature .....

Field of Study : Prosthodontics ..... Advisor's Signature .....

Academic Year : 2012 .....

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ ชัยรัตน์ วิวัฒน์วรพันธ์ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา  
วิทยานิพนธ์ที่คอยให้ความช่วยเหลือให้คำแนะนำและดูแลเอาใจใส่เป็นอย่างดีเสมอมา  
ขอขอบคุณอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ได้ให้คำปรึกษาแนะนำในเรื่องสถิติในงานวิจัย  
ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ในศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ที่คอยให้ความช่วยเหลือบริการในเรื่องของ  
เครื่องมือต่างๆขอขอบคุณหน่วยงานปฏิบัติการทันตกรรมที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำวิจัย  
ขอขอบคุณทุนคณาจารย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยปีงบประมาณ 2554  
สำหรับการสนับสนุนเงินทุนในการทำวิจัย ขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัยรวมถึงเพื่อนร่วมหลักสูตร  
และผู้ที่มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่านที่คอยช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการดำเนินการวิจัยครั้งนี้

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณครอบครัวที่คอยเป็นกำลังใจและขอขอบคุณจุฬาลงกรณ์  
มหาวิทยาลัยที่เป็นแหล่งประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ตลอดมา

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่	
1    บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
สมมติฐานของการวิจัย.....	3
ขอบเขตของการวิจัย.....	4
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	5
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
ลำดับขั้นตอนในการนำเสนอผลการวิจัย.....	6
2    เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
พอลิเมอร์.....	7
ฐานพินเทียม.....	13
ซีพินเทียม.....	22
การยึดติดระหว่างซีพินเทียมกับฐานพินเทียมอะคริลิก.....	25
การหลุดของซีพินเทียม.....	27
การพัฒนาการยึดติดระหว่างซีพินเทียมและฐานพินเทียม.....	28
เมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตต.....	31
วิธีทดสอบการยึดติดระหว่างซีพินเทียมและฐานพินเทียม.....	33

บทที่		หน้า
3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	35
	ประชากร.....	35
	เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	36
	การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	37
	การวิเคราะห์ข้อมูล.....	46
4	ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	48
5	อภิปรายผลการวิจัย.....	68
	สรุปสมมติฐานการวิจัย.....	72
	สรุปผลการวิจัย.....	73
	ข้อเสนอแนะ.....	73
	รายการอ้างอิง.....	74
	ภาคผนวก.....	80
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	89



## สารบัญญัตินำ

ตารางที่		หน้า
1	แสดงส่วนประกอบของอะคริลิกเรซินสำหรับทำฐานฟันเทียม.....	13
2	จำแนกประเภทฐานฟันเทียมพอลิเมอร์ตาม ISO 20795-1(2008).....	14
3	แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติของซีฟันเทียมพลาสติกและซีฟันเทียมพอร์ซเลน.....	25
4	แสดงผลิตภัณฑ์และชื่อผู้ผลิตของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง.....	35
5	แสดงรายละเอียดของกลุ่มตัวอย่าง.....	39
6	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึงของกลุ่มตัวอย่าง.....	48
7	แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล.....	50
8	แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน.....	50
9	แสดงการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางโดยปัจจัยที่ศึกษาคือชนิดของซีฟันเทียม (denture teeth) และการปรับสภาพผิวทางเคมี (surface treatment).	51
10	แสดงการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว.....	52
11	แสดงการเปรียบเทียบรายคู่ (post hoc comparison) โดยใช้การทดสอบ Tukey.....	53
12	แสดงการเปรียบเทียบกลุ่มซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทและซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพพื้นผิวในกลุ่มต่างๆโดยแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและตัวอักษรในการแบ่งกลุ่ม.....	54
13	แสดงจำนวนของการแตกหักแต่ละชนิด.....	56
14	แสดงการทดสอบไคสแควร์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของซีฟันเทียมและการแตกหัก.....	57
15	แสดงการทดสอบไคสแควร์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างการปรับสภาพผิวทางเคมีและการแตกหัก.....	57

## สารบัญญภาพ

ภาพที่		หน้า
1	แสดงโครงสร้างชนิดต่างๆ ของพอลิเมอร์.....	8
2	แสดงผลของโครงสร้างสายโซ่พอลิเมอร์ต่อคุณสมบัติทางกายภาพและทางกล..	9
3	แสดงขั้นตอนของปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของเมทิลเมทาคริเลต.....	11
4	แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลเมทาคริเลต.....	12
5	แสดงรูปเม็ดพอลิเมทิลเมทาคริเลต.....	12
6	แสดงการจำแนกชนิดของวัสดุที่ใช้ทำฐานพื้นเทียม.....	14
7	แสดงการเกิดการเชื่อมไขว้ของพอลิเมทิลเมทาคริเลตซึ่งมีไกลคอลไดเมทาคริเลตเป็นสารเชื่อมไขว้.....	15
8	แสดงระยะต่างๆหลังการผสมส่วนผสมและส่วนเหลวของอะคริลิกทำฐานพื้นเทียม.....	17
9	แสดงการเปรียบเทียบส่วนประกอบและการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนและชนิดบ่มด้วยตนเอง.....	20
10	แสดงชั้นของพอลิเมอร์ที่เกิดการบวมตัว (ระหว่างลูกศรสีดำ) เมื่อใช้อะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองที่อุณหภูมิ 30 องศาเซลเซียส (A) อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส (B) อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส (C) และอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (D).....	26
11	แสดงการวิเคราะห์ไฟไนต์เอเลเมนต์ของแรงที่เกิดขึ้นโดยจะพบว่าความเค้นจะมากที่สุดบริเวณตัวพื้น.....	28
12	แสดงกลไกการแตกหักของซีพื้นเทียมออกจากฐานพื้นเทียม .....	29
13	แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลฟอร์เมต.....	32
14	แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลอะซิเตต.....	32
15	แสดงซีพื้นเทียมก่อนการขัดและหลังการขัดด้านซ้ายมือคือซีพื้นผลิตภัณฑ์เมเจอร์เดนที่ด้านขวามือคือซีพื้นผลิตภัณฑ์คอสโม.....	37
16	แสดงการยึดซีพื้นเทียบกับซีฝั่งและการนำขึ้นงานลงในแบบหล่อพื้นส่วนล่าง.....	38
17	แสดงชิ้นงานภายหลังการไล้ซีฝั่งออกจากแบบหล่อพื้น.....	38
18	แสดงสารละลายเมทิลฟอร์เมต (ซ้าย) และเมทิลอะซิเตต (ขวา).....	39
19	แสดงการอัดอะคริลิก.....	40

ภาพที่		หน้า
20	แสดงเครื่องอัดภาชนะหล่อแบบพินชนิดไฮดรอลิกและเครื่องปั๊มอะคริลิก.....	40
21	แสดงการนำชิ้นงานออกจากปูนโดยใช้คีมตัดปูน.....	41
22	แสดงชิ้นงานหลังการขัดแต่ง.....	41
23	แสดงการตัดชิ้นงานด้วยเครื่อง Isomet 1000 ตามแนวยาวของพิน.....	41
24	แสดงชิ้นงานหลังการตัดให้ได้ความหนา 2 มิลลิเมตร.....	42
25	แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดก่อนการปิดด้วยฝาโลหะรูปมินิดั้มเบลล์.....	42
26	แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดหลังการปิดฝาโลหะรูปมินิดั้มเบลล์.....	43
27	แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดหลังการปิดฝาโลหะรูปมินิดั้มเบลล์ (ด้านข้าง)...	43
28	แสดงเครื่องสำรวจความขนานและไมโครมิเตอร์.....	43
29	แสดงการตัดชิ้นงานด้วยหัวกรอโลหะชนิดตรง.....	44
30	แสดงสัดส่วนต่างๆของชิ้นงานมินิดั้มเบลล์.....	44
31	แสดงตู้ควบคุมอุณหภูมิ.....	44
32	แสดงตัวจับยึดโลหะและขั้นตอนการยึดชิ้นงานเข้ากับตัวจับยึดโลหะ.....	45
33	แสดงการตั้งชิ้นงาน.....	45
34	แสดงเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Shimadzu รุ่น EZ-S, Kyoto, Japan).....	46
35	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึงหน่วยเป็น ปาสคาลของกลุ่มตัวอย่างซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท์.....	49
36	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึงหน่วยเป็น เมกะปาสคาลของกลุ่มตัวอย่างซีฟันเทียมคอสโม.....	49
37	แสดงลักษณะการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive.....	58
38	แสดงลักษณะการแตกหักแบบ mixed primarily cohesive in denture base ..	58
39	แสดงลักษณะการแตกหักแบบ โคฮีซีฟในฐานฟันเทียม.....	58
40	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดก่อนและหลังการ ปรับสภาพผิวซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท์ A) ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว B) ปรับ สภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต.....	59
41	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการปรับ สภาพผิวซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท์ A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอ์เมตร้อยยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยยละ 75 B) เมทิลฟอ์เมตร้อยยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยยละ 60..	60

ภาพที่		หน้า
42	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการปรับสภาพผิวซี่ฟันเทียมเมเจอร์เดนท A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 55 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 45 B) เมทิลฟอร์เมตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30..	60
43	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดก่อนและหลังการปรับสภาพผิวซี่ฟันเทียมคอสโม A) ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว B) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต.....	61
44	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการปรับสภาพผิวซี่ฟันเทียมคอสโม A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 B) เมทิลฟอร์เมตร้อยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 60..	61
45	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการปรับสภาพผิวซี่ฟันเทียมคอสโม A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 55 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 45 B) เมทิลฟอร์เมตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30..	62
46	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซี่ฟันเทียมเมเจอร์เดนทกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซี่ฟันเทียม.....	63
47	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซี่ฟันเทียมเมเจอร์เดนทที่ทำกรปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซี่ฟันเทียม.....	64
48	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily cohesive in denture base ของซี่ฟันเทียมเมเจอร์เดนทที่ทำกรปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 ด้านซ้ายบนคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาบนคือชิ้นงานฝังซี่ฟันเทียม ภาพด้านล่างคือภาพขยายของตำแหน่งที่ถูกครี้ออกมาด้านล่างซ้ายจะเป็นส่วนของซี่ฟันเทียมด้านล่างขวาจะเป็นส่วนของฐานฟันเทียม.....	64

ภาพที่	หน้า	
49	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทที่ทำ การปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 60 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม.....	65
50	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมคอสโมที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม.....	65
51	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม.....	66
52	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบแอดฮีซีฟของซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม.....	66
53	แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบโคฮีซีฟในฐานฟันเทียมของซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม.....	67
54	แสดงอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท.....	71
55	แสดงอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วของซีฟันเทียมคอสโม.....	71

## บทที่ 1

### บทนำ

#### ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความก้าวหน้าทางวิทยาการและเทคโนโลยีทางทันตแพทยได้พัฒนาไปอย่างรวดเร็ว การรักษาทางทันตกรรมประดิษฐ์ก็เช่นเดียวกัน มีการพัฒนาทั้งทางวัสดุและวิธีการรักษา โดยการใช้ฟันเทียมไม่ว่าจะเป็นแบบติดแน่นหรือแบบถอดได้ซึ่งจะเป็นการช่วยทดแทนฟันที่สูญเสียไป ช่วยให้ผู้ป่วยมีฟันเคี้ยวอาหาร สามารถออกเสียงได้ชัดเจน มีความสวยงาม รวมไปถึงช่วยในการรักษาสภาพเนื้อเยื่อในช่องปาก ในปัจจุบันนี้ฟันเทียมแบบติดแน่นได้เข้ามามีบทบาทมากขึ้นเนื่องจากการพัฒนาของทันตกรรมรากเทียม แต่อย่างไรก็ตามเนื่องด้วยข้อจำกัดบางอย่างเช่น เศรษฐฐานะ ลักษณะทางกายวิภาค หรือสภาพร่างกายของผู้ป่วย ทำให้ไม่สามารถทำการรักษาโดยใช้ฟันเทียมแบบติดแน่นได้ดังนั้นการใช้ฟันเทียมแบบถอดได้จึงเป็นการรักษาอีกวิธีที่มีความสำคัญ

ปัญหาที่พบได้เป็นประจำของการใช้ฟันเทียมถอดได้ในปัจจุบันคือการแตกหัก<sup>(1)</sup> การแตกหักของฟันเทียมโดยทั่วไปมีอยู่ 2 ลักษณะคือ เกิดจากการหลุดของซี่ฟันเทียมที่ยึดกับฐานฟันเทียมร้อยละ 33 และเกิดจากการแตกหักของฐานฟันเทียมบริเวณกึ่งกลางร้อยละ 29<sup>(2)</sup> โดยเฉพาะอย่างยิ่งในปัจจุบันรากเทียมได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้น ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดการแตกหักของฟันเทียมมากขึ้น เนื่องจากในผู้ป่วยที่ใช้ฟันเทียมถอดได้ทับรากเทียมหรือในฟันเทียมที่ต้องสับกับรากเทียมจะมีแรงบิดเคี้ยวที่มากขึ้น<sup>(3,4)</sup> Walton และคณะพบว่าปัญหาส่วนใหญ่ของการใช้ฟันเทียมที่มีรากเทียมเป็นตัวรองรับจะเกิดกับฟันเทียมแบบถอดได้ซึ่งมักจะเกิดการแตกหักของเรซินอะคริลิกหรือซี่ฟันเทียม<sup>(5)</sup>

การหลุดของซี่ฟันเทียมจากฐานฟันเทียมมีสาเหตุมาจากความไม่เข้ากันของผิวซี่ฟันเทียมและผิวของฐานฟันเทียมซึ่งปัจจัยที่มีผลคือการปนเปื้อนของพื้นผิวที่จะยึดติดและโครงสร้างที่ต่างกันของซี่ฟันเทียมและฐานฟันเทียม<sup>(6)</sup> ดังนั้นจึงมีความพยายามที่จะเพิ่มการยึดติดระหว่างซี่ฟันเทียมและฐานฟันเทียม ซึ่งมีอยู่หลายวิธี โดยแบ่งได้ 2 วิธีใหญ่ๆ คือ วิธีทางกลและวิธีทางเคมี วิธีทางกลเช่น การกรอส่วนฐานซี่ฟันเทียมให้ขรุขระ<sup>(7)</sup> การทำร่องยึด (retention groove, pinhole)<sup>(8,9)</sup> การเป่าทรายด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ (sandblast)<sup>(10)</sup> วิธีทางเคมี เช่น การทำสารละลายมอนอเมอร์ที่เป็นเมทิลเมทาคริเลตบนผิวซี่ฟันเทียมก่อนการอัดอะคริลิก<sup>(11,12)</sup> การทำสารยึดติด (bonding agent) ที่มีส่วนผสมของเมทิลเมทาคริเลต<sup>(13)</sup> การทำสารยึดติดที่มีส่วนผสม

ของ 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride)<sup>(14)</sup> การทาสารละลายไดคลอโรมีเทน ( $\text{CH}_2\text{Cl}_2$ )<sup>(15)</sup> การทาสารละลายผสมระหว่างไดคลอโรมีเทนร้อยละ 50 และเมทิลเมทาคริเลตร้อยละ 50 (มอนอเมอร์ของฐานพื้นเหนียวอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเอง)<sup>(16)</sup> เป็นต้น ซึ่งสารเคมีเหล่านี้จะช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซีพินเหนียวและฐานพื้นเหนียวให้มากขึ้น อย่างไรก็ตามผลที่ได้ขัดแย้งกับบางการศึกษา<sup>(17,18)</sup> ซึ่งพบว่าการทามอนอเมอร์ไม่ได้ช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซีพินเหนียวและฐานพื้นเหนียว นอกจากนี้ไดคลอโรมีเทนเป็นสารที่มีพิษหากสูดดมเข้าไปปริมาณมากจะทำให้เกิดภาวะอ่อนแรง คลื่นไส้ อาเจียนได้อีกทั้งยังเป็นสารที่อาจก่อให้เกิดมะเร็งอีกด้วย<sup>(19)</sup>

เมทิลฟอร์เมต ( $\text{HCOOCH}_3$ ) เป็นเมทิลเอสเทอร์ของกรดฟอร์มิก เป็นของเหลวใสที่มีความดันไอสูง และมีแรงตึงผิวต่ำ มีการนำเมทิลฟอร์เมตมาใช้ในการผลิตฟอร์มาไมด์ ไดเมทิลฟอร์มาไมด์ และกรดฟอร์มิก เนื่องจากคุณสมบัติที่มีความดันไอสูงจึงนำมาใช้ในการขัดที่ต้องการความแห้งอย่างรวดเร็ว (quick drying finish) และยังสามารถนำไปใช้เป็นส่วนประกอบในยาฆ่าแมลง รวมถึงใช้ในการผลิตยาอีกด้วย<sup>(19,20)</sup>

เมทิลอะซิเตต ( $\text{CH}_3\text{COOCH}_3$ ) หรือเมทิลเอทานอยด์ เป็นคาร์บอกซีเลตเอสเทอร์ เป็นของเหลวที่สามารถติดไฟได้โดยมีลักษณะคือมีกลิ่นที่หอมคล้ายกาวหรือยาล้างเล็บ เมทิลอะซิเตตมีคุณสมบัติที่คล้ายกับเอทิลอะซิเตต มีการนำเมทิลอะซิเตตมาใช้เป็นตัวทำละลายที่มีขี้ตัวต่ำ และชอบไขมัน (lipophilic) ซึ่งมักจะนำมาใช้เป็นตัวทำละลายในกาว สี และยาล้างเล็บ<sup>(19,21)</sup>

Asmussen และคณะ<sup>(22)</sup> พบว่าเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตสามารถนำมาใช้เป็นสารที่ให้ค่าแรงยึดระหว่างวัสดุเสริมฐานกับวัสดุฐานพื้นเหนียวใกล้เคียงกับเมทิลีนคลอไรด์และได้ค่าแรงยึดที่ดีกว่าเอทิลอะซิเตต

Kriengkakasem และ Wiwatwarapan<sup>(23)</sup> พบว่าเมื่อใช้สารเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตรวมทั้งสารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตทาที่ผิวของวัสดุฐานพื้นเหนียวก่อนการซ่อมแซมเป็นเวลา 15 วินาที จะได้ค่าความต้านแรงดัดโค้ง (flexural strength) สูงกว่าการทำด้วยเมทิลเมทาคริเลตที่ทันตแพทย์ทั่วไปใช้กันในคลินิกอย่างมีนัยสำคัญ

อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาถึงผลของการใช้สารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในการปรับสภาพผิวของซีพินเหนียวเพื่อเพิ่มการยึดติดระหว่างซีพินเหนียวอะคริลิกและฐานพื้นเหนียวอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน

## วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาผลของการปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่ต่างกันและสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) ต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกชนิดต่างๆ และฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

## สมมติฐานของการวิจัย

สมมติฐานว่าง (Ho1) : การปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกและฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีพินเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานแย้ง (Ha1) : การปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกและฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีพินเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานว่าง (Ho2) : การปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่ต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกและฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีพินเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานแย้ง (Ha2) : การปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่ต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกและฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีพินเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานว่าง (Ho3) : การปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพินเทียมอะคริลิกและฐานพินเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างจากการปรับสภาพผิวซีพินเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่ต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95



สมมติฐานแย้ง (Ha3) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายมอโนเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟออร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานว่าง (Ho4) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟออร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานแย้ง (Ha4) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟออร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานว่าง (Ho5) : ชนิดของซีฟันเทียมอะคริลิกมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานแย้ง (Ha5) : ชนิดของซีฟันเทียมอะคริลิกมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานว่าง (Ho6) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิว อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

สมมติฐานแย้ง (Ha6) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิว อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

### ขอบเขตของการวิจัย

1. การวิจัยนี้เป็นการศึกษาทดลองในห้องปฏิบัติการ
2. ซีฟันเทียมที่ใช้ในการทดลองเป็นฟันอะคริลิก 2 ผลิตภัณฑ์ที่มีขายในท้องตลาด

คือ Major Dent และ Cosmo HXL

3. ฐานฟันเทียมที่ใช้ในการทดลองเป็นอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนที่มีขายในท้องตลาดคือ ผลิตภัณฑ์ Meliodent

4. กระบวนการทดลองทั้งหมดจะดำเนินการโดยผู้ทำการทดลองเพียงคนเดียว และใช้อุปกรณ์เดียวกันตลอดการทดลอง

### ข้อตกลงเบื้องต้น

การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการโดยทำการทดสอบกำลังแรงยึดแบบดึงและออกแบบโดยเน้นให้เกิดการแตกหักบริเวณรอยต่อของซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียม ซึ่งไม่ได้จำลองสภาวะจริงในช่องปากที่มีสภาพแวดล้อมและลักษณะของแรงกระทำที่ต่างออกไป

### ข้อจำกัดของการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการจึงไม่สามารถควบคุมสภาวะแวดล้อมและปัจจัยต่างๆให้เหมือนกับสภาวะจริงในช่องปากได้โดยการศึกษาครั้งนี้เป็นเพียงการทดสอบที่บอกถึงผลของสารเคมีที่ใช้เตรียมพื้นผิวฟันเทียมที่มีต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ซึ่งหากประสงค์จะนำไปใช้อ้างอิงทางคลินิกอาจต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

### คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

“microtensile bond strength” คือ กำลังแรงยึดแบบดึงระดับจุลภาค

“denture teeth” คือ ซีฟันเทียม

“denture base” คือ ฐานฟันเทียม

“methyl formate” คือ เมทิลฟอร์มเมต

“methyl acetate” คือ เมทิลอะซิเตต

“liquid of denture base” คือ สารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต)

### ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ทราบถึงค่ากำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีพียูเทียมอะคริลิกและฐานพื้นเทียม อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ที่มีการปรับสภาพผิวหน้าของซีพียูเทียมอะคริลิกด้วยสารเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนต่างๆและสารละลายเมทิลเมทาคริเลตเพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกใช้และพัฒนาสารเคมีที่ใช้ในการปรับสภาพผิวซีพียูเทียมก่อนการยึดติดกับฐานพื้นเทียม รวมถึงเป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกใช้ชนิดของซีพียูเทียม

### ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

ขั้นตอน	ระยะเวลา (เดือน)									
	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.
ศึกษาและรวบรวมข้อมูล	←→									
เตรียมโครงร่างงานวิจัย นำเสนอ		←→								
เริ่มงานวิจัย				←→						
รวบรวมและวิเคราะห์ ข้อมูล							←→			
สรุปและรายงาน ผลการวิจัย									←→	

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

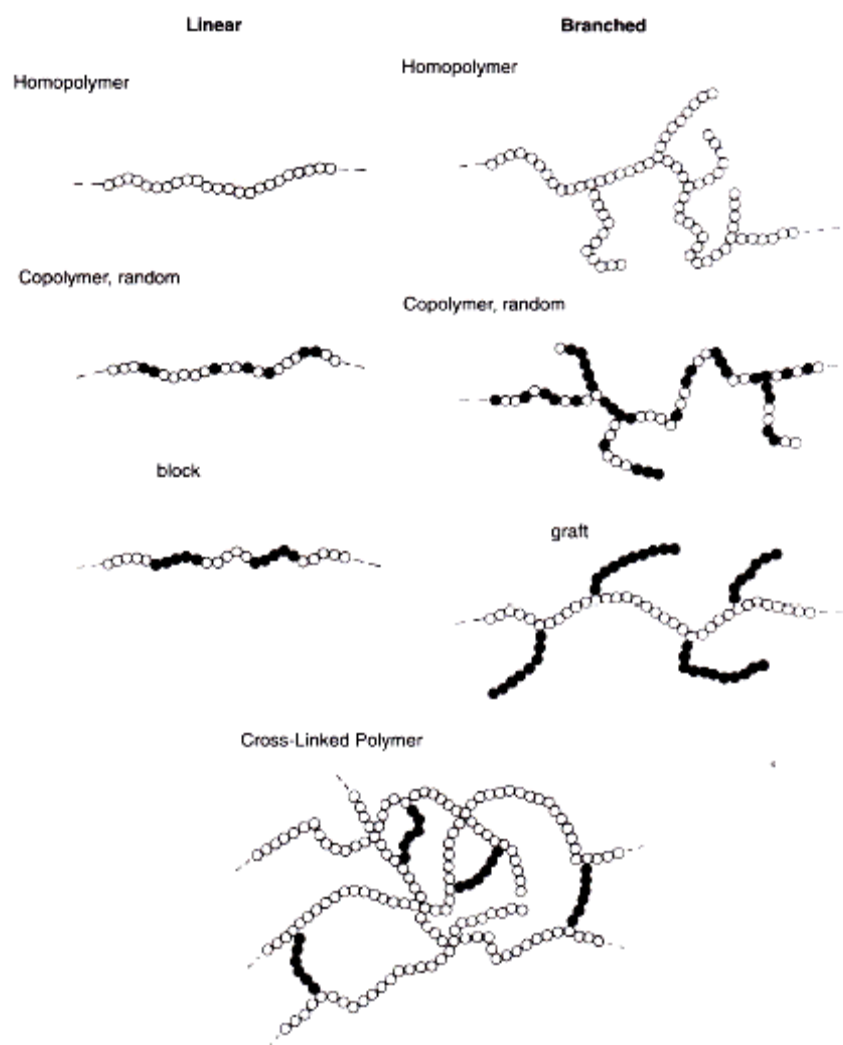
#### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปัจจุบันมีการนำพอลิเมอร์มาใช้ประโยชน์ในด้านต่างๆ มากมายทั้งในชีวิตประจำวันและในอุตสาหกรรม ทางทันตกรรมก็เช่นกันมีการนำพอลิเมอร์มาใช้ทำวัสดุต่างๆ เช่น ใช้เป็นวัสดุอุดฟัน วัสดุพิมพ์ปาก ฐานฟันเทียม ซี่ฟันเทียม เป็นต้น

พอลิเมอร์มาจากรากศัพท์คำว่าพอลิ (จำนวนมาก) และเมอร์ (ส่วนหรือหน่วย) คือสารประกอบทางเคมีที่ประกอบด้วยโมเลกุลขนาดใหญ่ซึ่งเกิดจากการรวมตัวกันของสารประกอบทางเคมีขนาดเล็กๆ จำนวนมากที่เรียกว่ามอนอเมอร์ โมเลกุลของพอลิเมอร์ที่ประกอบด้วยมอนอเมอร์ชนิดเดียวกันทั้งหมดจัดเป็นโฮโมพอลิเมอร์ ส่วนโมเลกุลของพอลิเมอร์ที่เตรียมได้จากการผสมมอนอเมอร์ที่ต่างชนิดกันจะเรียกว่าเป็นโคพอลิเมอร์ หากประกอบขึ้นจากหน่วยเคมีที่ต่างกัน 2 ชนิดหรือมากกว่า และหากประกอบขึ้นจากหน่วยเคมี 3 ชนิด จะเรียกว่าเทอร์พอลิเมอร์<sup>(24,25)</sup>

มีการแบ่งชนิดพอลิเมอร์ตามโครงสร้างได้ 3 ชนิด (ภาพที่ 1) คือ

1. พอลิเมอร์ชนิดเส้น (linear polymers) เกิดจากมอนอเมอร์เชื่อมต่อกันเป็นเส้นยาวโดยอาจเป็นโฮโมพอลิเมอร์หรือโคพอลิเมอร์ก็ได้
2. พอลิเมอร์ชนิดกิ่ง (branched polymers) เกิดจากพอลิเมอร์เส้นหนึ่งต่อกับอีกเส้นหนึ่งในลักษณะของกิ่งซึ่งอาจเป็นโฮโมพอลิเมอร์หรือโคพอลิเมอร์ก็ได้
3. พอลิเมอร์ชนิดเชื่อมไขว้ (cross-linked polymers) เป็นพอลิเมอร์ที่มีโครงสร้างเป็นร่างแห เกิดจากการเชื่อมกันของพอลิเมอร์



ภาพที่ 1 แสดงโครงสร้างชนิดต่างๆ ของพอลิเมอร์<sup>(24)</sup>

คุณสมบัติพื้นฐานของพอลิเมอร์

### 1. ความยาวของสายโซ่และน้ำหนักโมเลกุล

สายโซ่พอลิเมอร์ที่ยาวจะมีส่วนที่ไปเกาะกับสายอื่นๆ มากกว่า ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ยากกว่า และความยาวของสายโซ่และน้ำหนักโมเลกุลที่เพิ่มขึ้นจะทำให้คุณสมบัติอื่นๆ เช่นความแข็งตึง (rigidity) ความแข็งแรง และจุดหลอมเหลวจะเพิ่มสูงขึ้น (ภาพที่ 2)

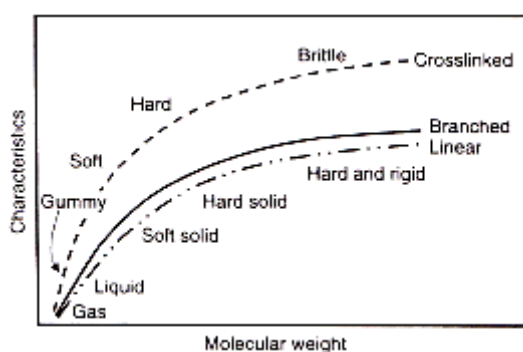
### 2. กิ่งของสายโซ่และการเชื่อมไขว้

การมีกิ่งของสายโซ่พอลิเมอร์จะทำให้มีแขนไปจับกับโมเลกุลอื่นเพิ่มมากขึ้นเป็นการเพิ่มการเชื่อมแบบชั่วคราว ส่วนการเกิดการเชื่อมไขว้จะเกิดการเชื่อมแบบถาวรระหว่าง

สายโซ่ การเชื่อมโซ่จะทำให้เกิดลักษณะของสะพานเชื่อมระหว่างสายโซ่และทำให้น้ำหนักโมเลกุลเพิ่มขึ้นอย่างมาก โครงสร้างเครือข่าย 3 มิติของพอลิเมอร์ที่เกิดการเชื่อมโซ่จะเพิ่มความแข็งแรงและความต้านทานต่อตัวทำละลายรวมถึงมีอุณหภูมิการแปรผ่านสภาพแก้ว (glass transition temperature: Tg) ที่เพิ่มมากขึ้นด้วย (ภาพที่ 2)

### 3. การจัดเรียงตัวของโมเลกุล

การจัดเรียงตัวของโมเลกุลแบ่งได้ 2 ชนิดใหญ่ๆ คือ การเรียงตัวแบบไม่มีแบบแผนซึ่งเรียกว่า โครงสร้างอะมอร์ฟัส (amorphous structure) อีกชนิดหนึ่งคือการเรียงตัวแบบมีแบบแผน ซึ่งเรียกว่า โครงสร้างคริสตัลไลน์ (crystalline structure) วัสดุที่เป็นพอลิเมอร์ส่วนใหญ่จะมีการเรียงตัวทั้ง 2 แบบในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น ในพอลิเมอร์ที่เป็นเส้นตรงจะมีการเรียงตัวส่วนใหญ่เป็นโครงสร้างอะมอร์ฟัสและจะเป็นโครงสร้างคริสตัลไลน์น้อยมากหรือไม่มีเลย อย่างไรก็ตามพอลิเมอร์ต่างๆ จะมีพื้นที่สำหรับการจัดเรียงตัวที่จะเป็นโครงสร้างคริสตัลไลน์ ขึ้นอยู่กับพันธะทุติยภูมิที่สามารถสร้างขึ้น แม้ว่าโครงสร้างคริสตัลไลน์จะช่วยเพิ่มความแข็งแรงดึงและอุณหภูมิหลอมเหลว แต่มันจะลดความเหนียว (ductility) และเพิ่มความเปราะของวัสดุ<sup>(25)</sup>



ภาพที่ 2 แสดงผลของโครงสร้างสายโซ่พอลิเมอร์ต่อคุณสมบัติทางกายภาพและทางกล<sup>(25)</sup>

### ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์<sup>(24,26)</sup>

ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์หรือที่เรียกว่า พอลิเมอไรเซชัน คือปฏิกิริยาการเตรียมพอลิเมอร์จากมอนอเมอร์ซึ่งเกิดจากการเชื่อมกันทางเคมีของมอนอเมอร์เพื่อสร้างโมเลกุลที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง ปฏิกิริยาหลักมี 2 ประเภทดังนี้

### 1. พอลิเมอร์ไรเซชันแบบรวมตัว (addition polymerization)

กลไกของการเกิดปฏิกิริยามีหลายชนิดเช่น ฟรีเรดิคัล (Free-radical) ไอออนิก (ionic) แบบเปิดวง (ring opening) ซึ่งปฏิกิริยาที่สำคัญทางทันตกรรมคือ ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์แบบ ฟรีเรดิคัล ที่มีมักจะเกิดกับโมเลกุลของสารไม่อิ่มตัวที่มีพันธะคู่หลงเหลืออยู่ในโครงสร้าง ปฏิกิริยาประเภทนี้จะไม่มีผลผลิตพลอยได้ (by product) ออกมา ปฏิกิริยาจะแบ่งเป็น 3 ระยะ

#### - ขั้นเริ่มต้น (initiation)

ทำให้เกิดการสร้างอนุมูลอิสระ ( $R\cdot$ ) โดยสร้างจากปฏิกิริยาของตัวเร่งทางเคมี (chemical accelerator) เช่น เทอร์เชียรีเอมีน (tertiary amine) หรือ กรดซัลฟีนิก ที่มีออร์แกนิกเปอร์ออกไซด์ร่วมกับความร้อน แล้วเกิดการรวมของมอนอเมอร์กับอนุมูลอิสระและย้ายอิเล็กตรอนไปยังปลายของสายโซ่เกิดเป็นแอคทิเวตมอนอเมอร์หรือมอนอเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระในโมเลกุล

#### - ขั้นขยายสายโซ่ (propagation)

แอคทิเวตมอนอเมอร์ทำปฏิกิริยากับพันธะคู่ของมอนอเมอร์ที่มีอยู่เกิดการขยายสายโซ่ต่อไป

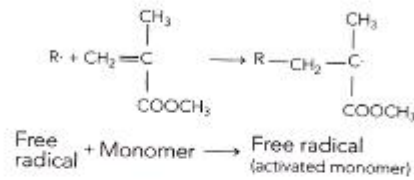
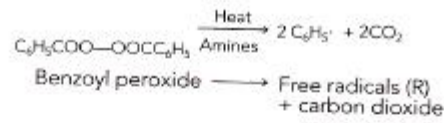
#### - ขั้นสิ้นสุดปฏิกิริยา (termination)

การหยุดการเกิดอนุมูลอิสระสามารถทำได้หลายกระบวนการ เช่น เกิดจากการรวมตัวของพอลิเมอร์ 2 กลุ่มที่มีอนุมูลอิสระเหลืออยู่ หรือเกิดจากการรวมตัวระหว่างพอลิเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระกับอนุมูลอิสระที่หลงเหลืออยู่ทำให้ไม่เหลืออนุมูลอิสระที่จะทำปฏิกิริยาต่อไป หรือการใช้สารยับยั้งเช่น ไฮโดรควิโนนที่เติมเข้าไปในมอนอเมอร์ โดยไฮโดรควิโนนจะทำปฏิกิริยากับอนุมูลอิสระจึงเป็นการลดอัตราของการเกิดปฏิกิริยาขั้นเริ่มต้นทำให้อายุการเก็บรักษายาวนานขึ้น

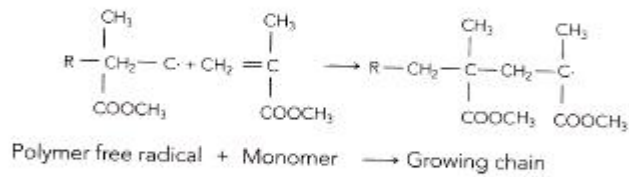
### 2. พอลิเมอร์ไรเซชันแบบควบแน่น (condensation polymerization)

การเกิดปฏิกิริยานี้จะได้ผลผลิตพลอยได้ที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำออกมาด้วย เช่น น้ำหรือแอลกอฮอล์ ตัวอย่างเช่นวัสดุพิมพ์ปากชนิดพอลิซัลไฟด์ หรือซิลิโคนชนิดควบแน่น

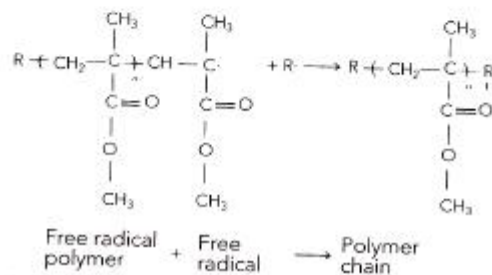
**1. Initiation**



**2. Propagation**



**3. Termination**



ภาพที่ 3 แสดงขั้นตอนของปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของเมทิลเมทาคริเลต<sup>(26)</sup>

**อะคริลิกเรซิน**

เป็นอนุพันธ์ของเอทิลีนและมีกลุ่มไวนิล (-C=C-) เป็นส่วนประกอบมีสูตรโครงสร้างคือ H<sub>2</sub>C=CHR ในทางทันตกรรมมีอะคริลิกเรซิน 2 ชนิดที่ได้รับความนิยมซึ่งเป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากมอนอเมอร์ที่เป็น

1. อนุพันธ์จากกรดอะคริลิก CH<sub>2</sub>=CHCOOH
2. อนุพันธ์จากกรดเมทาคริลิก CH<sub>2</sub>=C(CH<sub>3</sub>)COOH

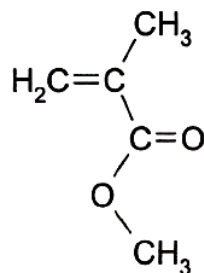
ซึ่งสารประกอบของทั้ง 2 ชนิดนี้เกิดจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์แบบรวมตัว

**เมทิลเมทาคริเลต**

เป็นของเหลวใสที่อุณหภูมิห้องมีความดันไอสูงและเป็นตัวทำละลายอินทรีย์ที่ดีมีคุณสมบัติทางกายภาพดังนี้



- น้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 100
- จุดเดือด 100.8 องศาเซลเซียส (ใกล้เคียงกับน้ำ)
- จุดหลอมเหลว -48 องศาเซลเซียส
- ความหนาแน่น 0.945 กรัมต่อมิลลิเมตร ที่ 20 องศาเซลเซียส



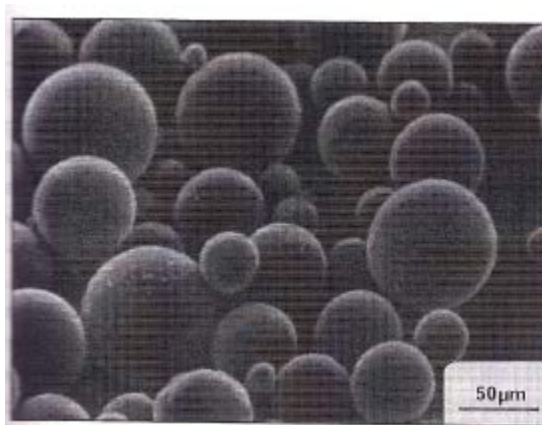
ภาพที่ 4 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลเมทาคริเลต<sup>(25)</sup>

#### พอลิเมทิลเมทาคริเลต

เป็นเรซินใส แข็ง ถ่ายทอดแสงในช่วงอุลตราไวโอเล็ตออกมาในช่วงความยาวคลื่น 250 นาโนเมตร

- มีความแข็งผิวรูป (Knoop hardness) อยู่ที่ 18-20
- มีความแข็งแรงดึงประมาณ 60 เมกะปาสคาล
- ความหนาแน่น 1.19 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร
- มีโมดูลัสยืดหยุ่นประมาณ 2.4 กิกะปาสคาล (2400 เมกะปาสคาล)

พอลิเมอร์ชนิดนี้มีความคงรูปมาก ไม่เปลี่ยนสีเมื่อเจอแสงอุลตราไวโอเล็ตและสามารถใช้งานได้นาน อย่างไรก็ตามพอลิเมทิลเมทาคริเลตมีแนวโน้มที่จะดูดน้ำผ่านกระบวนการอิมบิชั่น (imbibition)<sup>(25)</sup>



ภาพที่ 5 แสดงรูปเม็ดพอลิเมทิลเมทาคริเลต<sup>(26)</sup>

มีการนำพอลิเมทิลเมทาคริเลตมาใช้เป็นวัสดุทำฐานฟันเทียมตั้งแต่ปีค.ศ. 1937 ซึ่งก่อนหน้านี้ก็มีการนำวัสดุต่างๆมาใช้ทำเป็นฐานฟันเทียมเช่น วัลคาไนต์ (vulcanite) ไนโตรเซลลูโลส (nitrocellulose) ฟีนอลฟอร์มัลดีไฮด์ (phenolformaldehyde) ไวนิลพลาสติก (vinyl plastic) และพอร์ซเลน

อะคริลิกเรซินที่ใช้ทำฐานฟันเทียมประกอบด้วยส่วนผงและส่วนเหลวดังแสดงในตารางที่ 1 ดังนี้

ตารางที่ 1 แสดงส่วนประกอบของอะคริลิกเรซินสำหรับทำฐานฟันเทียม<sup>(24)</sup>

ส่วนผง	พอลิเมอร์	เม็ดพอลิเมทิลเมทาคริเลต
	ตัวเริ่มต้น	เบนโซิลเปอร์ออกไซด์
	สารควบคุมการโปร่งแสง	ไทเทเนียมไดออกไซด์
	รงควัตถุ	รงควัตถุอินทรีย์
	เส้นใยเพิ่มความสวยงาม	เส้นใยสังเคราะห์
ส่วนเหลว	มอนอเมอร์	เมทิลเมทาคริเลต
	สารเชื่อมไขว้	ไดเมทาคริเลต*
	สารยับยั้ง	ไฮโดรควิโนน
	ตัวกระตุ้น	เอมีนอินทรีย์**

\* มีเฉพาะในอะคริลิก เรซินที่มีสารเชื่อมขวาง

\*\* มีเฉพาะในวัสดุชนิดบ่มด้วยตนเอง (self-curing material)

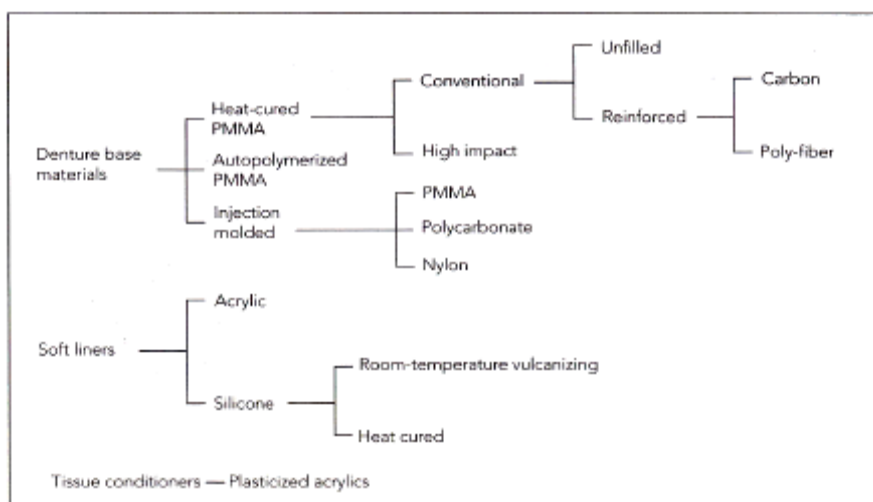
### ชนิดของฐานฟันเทียมพอลิเมอร์<sup>(27)</sup>

สามารถแบ่งชนิดของฐานฟันเทียมพอลิเมอร์ตาม International Standard Organization (ISO) หมายเลข 20795-1 ว่าด้วยพอลิเมอร์สร้างฐานฟันเทียมได้ตามตารางที่ 2 โดยชนิดที่ 1 และ 2 คือชนิดที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง

ตารางที่ 2 จำแนกประเภทฐานฟันเทียมพอลิเมอร์ตาม ISO 20795-1(2008).

Type	Class	Description
1	1	Heat-processing polymers, powder and liquid
1	2	Heat-processing (plastic cake)
2	1	Autopolymerised polymers, powder and liquid
2	2	Autopolymerised polymers (powder and liquid pour type resin)
3	-	Thermoplastic blank or powder
4	-	Light-activated material
5	-	Microwave-cured material

นอกจากนี้ยังสามารถแบ่งวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันเทียมได้ตามแผนภูมิ ดังภาพที่ 6

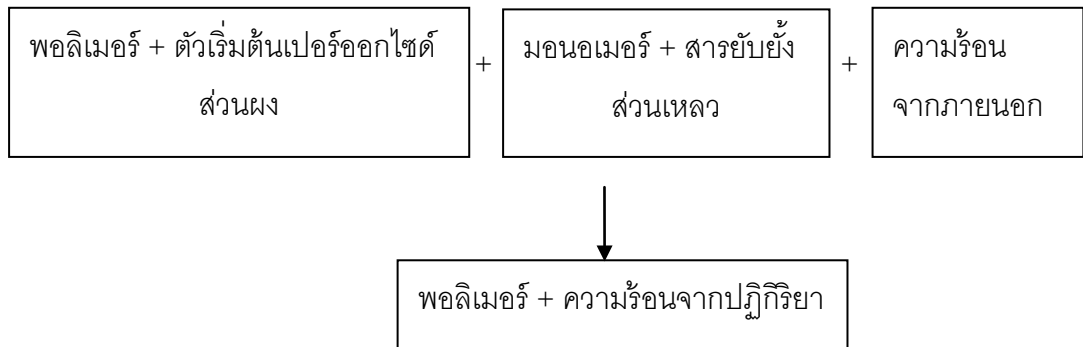


ภาพที่ 6 แสดงการจำแนกชนิดของวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันเทียม<sup>(26)</sup>

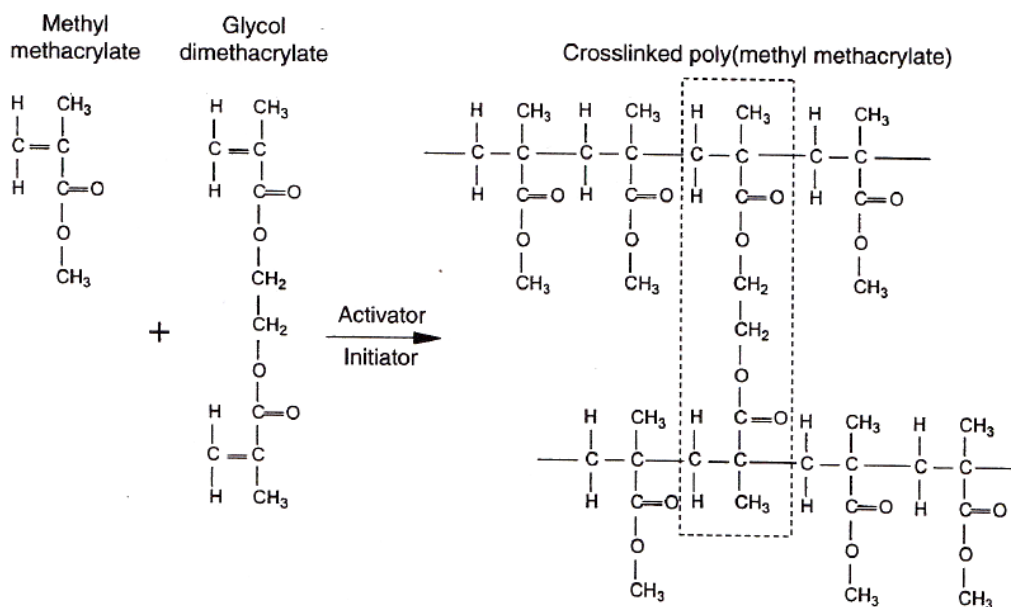
### ฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน

ปัจจุบันนิยมนำอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนมาใช้สร้างฐานฟันเทียมเป็นส่วนใหญ่ พลังงานความร้อนที่ใช้ในปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์อาจมาจากน้ำร้อนหรือเตาไมโครเวฟ

การเกิดปฏิกิริยา



ในส่วนผงจะประกอบด้วยเม็ดพอลิเมทิลเมทาคริเลตและมีเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (benzoyl peroxide) ที่ทำหน้าที่เป็นตัวเริ่มต้นปฏิกิริยา ในส่วนเหลวจะประกอบด้วยเมทิลเมทาคริเลตและไฮโดรควิโนน ที่เป็นตัวยับยั้งปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของส่วนเหลวในระหว่างการเก็บ นอกจากนี้อาจมีการเติมสารเชื่อมไขว้ลงไปในส่วนเหลว โดยทั่วไปวัสดุฐานพื้นเทียมพอลิเมทาคริเลตจะใช้ไกลคอลไดเมทาคริเลต (glycoldimethacrylate) เป็นสารเชื่อมไขว้ โดยสารนี้จะมีพันธะคู่ 2 พันธะในโมเลกุลและมีโครงสร้างทางเคมีคล้ายเมทิลเมทาคริเลต ทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมสายพอลิเมอร์เข้าด้วยกันเกิดเป็นโครงสร้างตาข่ายที่มีความต้านทานต่อการเปลี่ยนรูป (ภาพที่ 7)



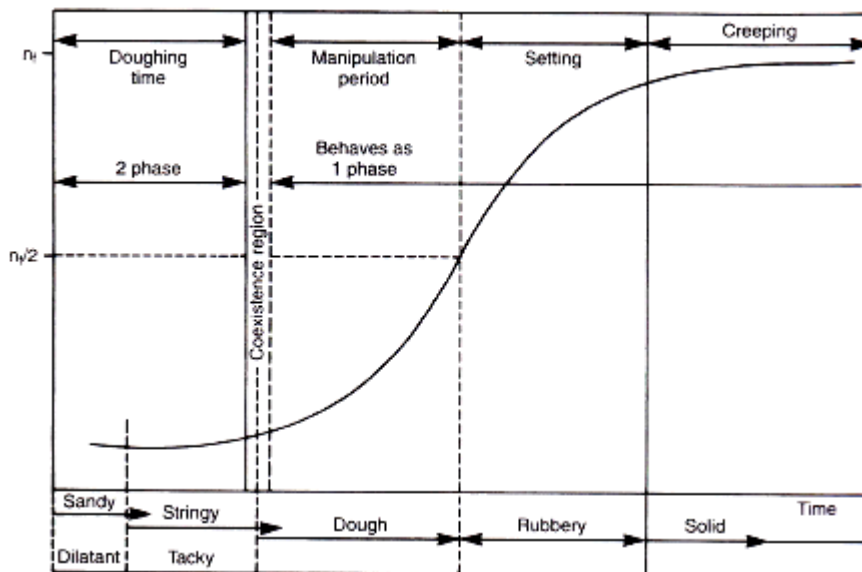
ภาพที่ 7 แสดงการเกิดการเชื่อมไขว้ของพอลิเมทิลเมทาคริเลตซึ่งมีไกลคอลไดเมทาคริเลตเป็นสารเชื่อมไขว้<sup>(25)</sup>

หลักการทั่วไปสำหรับการบ่มวัสดุที่ใช้เป็นฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนคือ การผสมของส่วนผงพอลิเมอร์กับส่วนเหลวมอนอเมอร์แล้วปล่อยให้มอนอเมอร์ละลายและซึมเข้าไปที่ผิวหน้าของส่วนผงในภาชนะปิดจนกระทั่งถึงระยะโด ก่อนทำการอัด (packing) ผิวของพลาสติกหีนบนแบบหล่อจะถูกทาด้วยสารแยกชั้นอัลจิเนต (alginate separator) และปล่อยให้แห้งแล้วทำการอัดอะคริลิกที่อยู่ในระยะโดลงไปแบบหล่อที่มีซี่ฟันเทียมโดยใช้ความดันซ้ำๆ อัดแบบหล่อซ้ำๆ จนกระทั่งไม่มีอะคริลิกส่วนเกินไหลออกมาซึ่งเรียกว่าไทรอัลแพค (trial packed) และวัสดุมีผิวมัน (glossy) ปฏิกริยาการเกิดพอลิเมอร์จะเกิดได้ต้องใช้ความร้อนและความดันซึ่งจะต้องให้จนเกิดปฏิกริยาการเกิดพอลิเมอร์สมบูรณ์ หลังจากนั้นจะต้องทำให้แบบหล่อเย็นลงจนถึงอุณหภูมิห้องจึงทำการแกะแบบหล่อ ชัดแต่งและขัดให้เรียบต่อไป<sup>(24)</sup>

### อัตราส่วนในการผสม

โดยทั่วไปจะแนะนำให้ใช้อัตราส่วนผงต่อเหลวคือ 3 ต่อ 1 โดยปริมาตรซึ่งจะต้องมีส่วนเหลวเพียงพอที่จะทำให้ผงพอลิเมอร์เกิดการเปียก (wet) ส่วนที่เปียกไม่สมบูรณ์จะเกิดเป็นรอย (streaked, blanched) ในฟันเทียมเนื่องจากเกิดปฏิกริยาการเกิดพอลิเมอร์ไม่สมบูรณ์ ส่วนผสมของพอลิเมอร์กับมอนอเมอร์จะมีหลายความเหนียวขึ้น (consistency) ที่แตกต่างกัน คือ 1. เม็ดทราย (sandy) 2. เส้นใย (stringy หรือ sticky) 3. โด (dough หรือ putty like) 4. ยาง (rubbery or elastic) 5. แข็ง (stiff) ซึ่งระยะที่เหมาะสมสำหรับการอัดวัสดุลงไปแบบหล่อคือ ระยะโด

ระยะหรือความเหนียวขึ้นต่างๆ จะถูกแสดงโดยโมเดลของความหนืดของการผสมพอลิเมอร์กับมอนอเมอร์ดังภาพที่ 8 สำหรับพอลิเมอร์อะคริลิกดั้งเดิมจะไม่เกิดปฏิกริยาการเกิดพอลิเมอร์จนแบบหล่อได้รับความร้อนมากกว่า 70 องศาเซลเซียส หากมีการใช้มอนอเมอร์มากไปจะเกิดการหดตัวที่เกิดจากปฏิกริยาการเกิดพอลิเมอร์มากขึ้นและต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้ได้ความหนืดสำหรับการอัด และมีแนวโน้มว่าจะเกิดรูพรุนขึ้นในฟันเทียม หากมีการใช้มอนอเมอร์น้อยไปพอลิเมอร์จะเปียกไม่พอ ควบคุมวัสดุในระยะโดได้ยากและคุณภาพของฟันเทียมอาจต่ำลง<sup>(24)</sup>



ภาพที่ 8 แสดงระยะต่างๆหลังการผสมส่วนผสมและส่วนเหลือของอะคริลิกทำฐานฟันเทียม

โดย  $n_f$  คือ ความหนืดสุดท้าย

$n_f/2$  คือ ความหนืดครึ่งหนึ่งของค่าสุดท้าย<sup>(24)</sup>

### การอัดอะคริลิก (packing)

ส่วนผสมของส่วนผสมและส่วนเหลือควรจะถูกอัดลงในแบบหล่อที่ระยะใดเนื่องจากเหตุผลหลายประการ เช่น หากอัดอะคริลิกในระยะเม็ดทรายหรือระยะเส้นใยจะมีอนุกรมมากเกินไประหว่างอนุภาคพอลิเมอร์ วัสดุจะมีความหนืดต่ำเกินไปที่จะทำการอัดและมันจะไหลออกจากแบบหล่อง่ายเกินไป การอัดอะคริลิกก่อนระยะใดมากเกินไปจะทำให้เกิดรูพรุนในฐานฟันเทียม หากอัดอะคริลิกในระยะยางหรือระยะแข็งวัสดุจะมีความหนืดมากเกินไปที่จะไหลภายใต้แรงดันแบบหล่อและแบบหล่อโลหะแต่ละครั้งจะไม่สัมผัสกัน การอัดอะคริลิกช้าเกินไปจะทำให้ไม่ได้รับรายละเอียดของฟันเทียม

### การบ่ม (processing)

สำหรับพอลิเมอร์ที่เกิดพอลิเมอร์ไรเซชันจากความร้อน อุณหภูมิที่ใช้ในการบ่มต้องใกล้เคียง 74 องศาเซลเซียสเนื่องจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์เป็นปฏิกิริยาคายความร้อน (exothermic reaction)

ลำดับของการเพิ่มอุณหภูมิเริ่มต้นจะเริ่มจากแบบหล่อ พลาสติกหรือพลาสติกหีน แผ่นตะกั่ว และพอลิเมอร์ เนื่องจากส่วนนอกของแบบหล่อสัมผัสกับน้ำอุ่น อุณหภูมิที่บริเวณต่างๆจะเพิ่มขึ้นในอัตราที่เกือบเท่ากันจนถึงอุณหภูมิประมาณ 70 องศาเซลเซียส ที่จุดนี้วัสดุจะเริ่ม

เป็นของเหลวและอัตราการสลายตัวของตัวเริ่มต้นเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์จะเร็วพอที่จะทำให้เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์<sup>(24)</sup>

### การแกะแบบหล่อและการขัดแต่ง (deflasking and finishing)

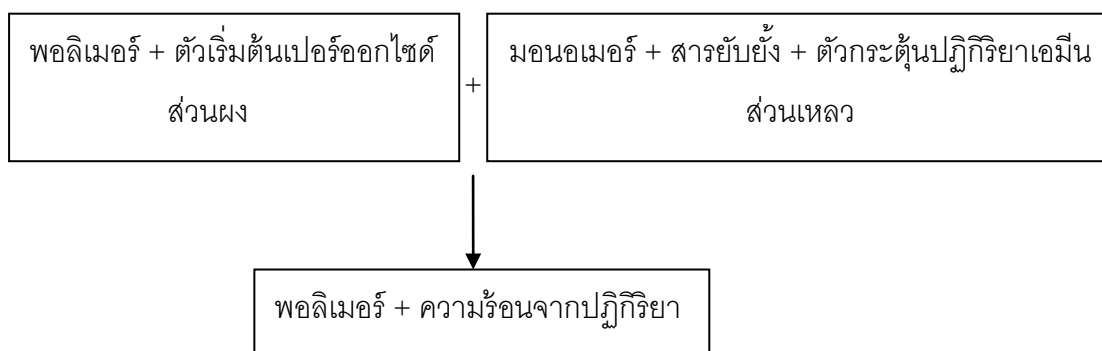
ภายหลังปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์เสร็จสิ้นให้นำแบบหล่อออกจากภาชนะต้ม แล้วปล่อยให้เย็นที่อุณหภูมิห้อง อย่างไรก็ตามหากแบบหล่อถูกเปิดก่อนในขณะที่พอลิเมอร์ยังอุ่น จะทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปได้ การทำให้เย็นอย่างรวดเร็วก็จะทำให้เกิดความเครียดในพื้นที่ยึดซึ่งอาจถูกปล่อยออกมาหลังจากนั้น

มีหลายการศึกษาที่พบว่าในการบ่มแบบปกติจะเกิดการหดตัวเชิงเส้น 0.3-0.5% และพื้นที่เย็บในขากรรไกรล่างจะเกิดการหดตัวมากกว่าขากรรไกรบนเนื่องจากลักษณะรูปร่าง<sup>(24)</sup>

หลังจากเย็นตัวแล้วพื้นที่เย็บจะถูกแกะออกจากแบบหล่อและพลาสติกเทอร์พีนจะถูกกำจัดออก สำหรับการขัดแต่งพื้นที่เย็บนั้นแนะนำให้ใช้หัวขัดวงล้อเปียกพร้อมกับฟิมมิชและน้ำเพื่อหลีกเลี่ยงความร้อนที่จะเกิดกับอะคริลิกซึ่งจะทำให้เกิดการเปลี่ยนสภาพได้แล้วขัดสุดท้ายด้วยทินออกไซด์ (Tin oxide) หลังจากขัดแต่งเสร็จควรเก็บพื้นที่เย็บไว้ในน้ำ

### ฐานพื้นที่เย็บอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยตนเอง<sup>(24,25)</sup>

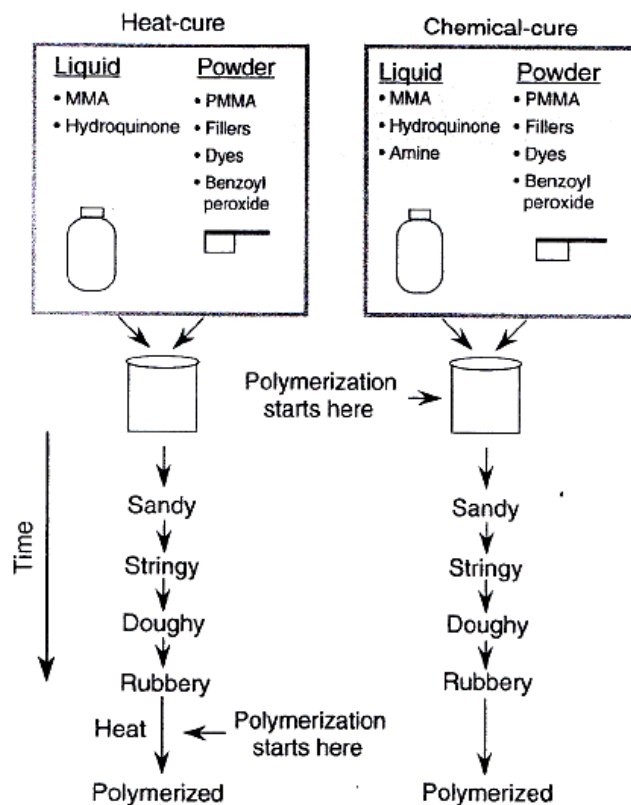
เรียกอีกอย่างว่า chemically curing acrylic denture base resins, cold-curing acrylic denture base resins, autopolymerizing acrylic denture base resins มีส่วนประกอบทางเคมีคล้ายคลึงกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแต่ต่างกันที่ตัวกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยา โดยอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะใช้สารเคมีเป็นตัวกระตุ้นแทนความร้อน สารเคมีดังกล่าวอยู่ในกลุ่มเทอร์เทียรีเอมีน (tertiary amine) เช่น ไดเมทิลพาราโทลูอิดีน (dimethyl-para-toluidine) ซึ่งจะเติมลงไปในส่วนเหลว เมื่อทำการผสมส่วนผงและส่วนเหลวเทอร์เทียรีเอมีนจะไปกระตุ้นให้เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์แตกตัวเกิดอนุมูลอิสระเปอร์ออกไซด์ ที่เป็นตัวเริ่มต้นกลไกปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์



เมื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนพบว่า

- ระดับของปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะไม่สมบูรณ์เท่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนและจะมีมอนอเมอร์ที่หลงเหลืออยู่มากกว่าซึ่งจะทำหน้าที่เป็นสารทำให้พอลิเมอร์นุ่ม (plasticizer) มีผลทำให้กำลังดัดขวาง (transverse strength) ของอะคริลิกต่ำลงและเกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อได้
- อะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะมีการเปลี่ยนแปลงมิติต่ำกว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนเนื่องจากอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะเกิดแรงตึงเครียดในพื้นที่ยึดน้อยกว่า
- อะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะใช้เวลาในการจัดน้อยกว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนเนื่องจากหลังจากผสมส่วนผงกับส่วนเหลวแล้วอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะได้รับความเหนียวขึ้น (consistency) ที่เหมาะสมในการจัดเร็วกว่าคือใช้เวลาเฉลี่ยประมาณ 5 นาที ขณะที่อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนจะใช้เวลาเฉลี่ยประมาณ 15 นาที
- เสถียรภาพของสีในอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองโดยทั่วไปจะต่ำกว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน เนื่องจากสารเทอร์ทียรีเอมีนจะเสี่ยงต่อการเกิดออกซิเดชัน (oxidation) และเกิดการเปลี่ยนแปลงของสี จึงมีการเติมสารบางชนิดเข้าไปเช่น กรดอินทรีย์ซัลฟินิก (organic sulfonic acid)
- การเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนจะไม่เกิดขึ้นจนกระทั่งวัสดุได้รับความร้อนส่วนอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ทันทีตั้งแต่เริ่มผสม ดังภาพที่ 9





ภาพที่ 9 แสดงการเปรียบเทียบส่วนผสมประกอบและการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของ อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนและชนิดบ่มด้วยตนเอง<sup>(28)</sup>

**ฐานพื้นเทียมเรซินชนิดบ่มด้วยแสง**

ฐานพื้นเทียมชนิดนี้มีส่วนเมทริกซ์ที่ประกอบไปด้วยยูรีเทนไดเมทาคริเลต (urethane dimethacrylate) ซิลิกาละเอียด (microfine silica) และมอนอเมอร์อะคริลิกเรซินที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง ในส่วนวัสดุอัดแทรกอินทรีย์ (organic filler) จะเป็นเม็ดอะคริลิกเรซิน (acrylic resin beads) โดยใช้แสงสีน้ำเงิน (blue light) เป็นตัวกระตุ้นสารเริ่มต้น (camphorquinone) ผลิตภัณฑ์อะคริลิกชนิดนี้จะมาในลักษณะที่เป็นแผ่นหรือเป็นเส้นและถูกเก็บอยู่ในซองที่ป้องกันแสงเพื่อป้องกันการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์โดยไม่ตั้งใจและมีวิธีในการสร้างชิ้นงานต่างจากวิธีทั่วไป ข้อดีของฐานพื้นเทียมชนิดนี้คือ มีการหดตัวจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์เพียง 3 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบระบบดั้งเดิมที่มีการหดตัวประมาณ 6 เปอร์เซ็นต์ อย่างไรก็ตามเมื่อเทียบกำลังตัดขวาง (transverse strength) พบว่ามีค่าต่ำกว่าฐานพื้นเทียมระบบดั้งเดิมเล็กน้อย ตัวอย่างของผลิตภัณฑ์ชนิดนี้ เช่น Triad<sup>®</sup> VLC <sup>(25,26)</sup>

### ฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟ<sup>(25)</sup>

อะคริลิกชนิดนี้จะมีสูตรที่ต่างจากปกติและจะใช้ร่วมกับแบบหล่อที่ไม่ใช่โลหะ โดยจะใช้พลังงานไมโครเวฟในการบ่ม ข้อได้เปรียบของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟคือ

- ความเร็วในการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ซึ่งใช้เวลาแค่ 3 นาทีเมื่อเทียบกับวิธีปกติที่ต้มในน้ำอุ่น 9 ชั่วโมง
- ใช้อุปกรณ์น้อยและใช้พลังงานในการกระตุ้นปฏิกิริยาน้อยกว่าวิธีทั่วไป
- มีคุณสมบัติทางกายภาพใกล้เคียงกับอะคริลิกดั้งเดิม
- ความแนบกับชิ้นหล่อหลักของฐานฟันเทียมที่ผ่านปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ด้วยไมโครเวฟดีกว่าฐานฟันเทียมที่ผ่านปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ด้วยวิธีดั้งเดิม<sup>(29)</sup>

มีการศึกษาพบว่ากำลังยึดระหว่างซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟมีค่าน้อยกว่าฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนเนื่องจากการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ด้วยไมโครเวฟนั้นเราจะไม่สามารถควบคุมอุณหภูมิที่สูงขึ้นขณะเกิดปฏิกิริยาได้ทำให้ความร้อนที่ได้รับเกินจุดเดือดของมอนอเมอร์และเป็นผลให้เกิดรูพรุน ซึ่งแสดงว่าวิธีที่ใช้ในการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์มีผลต่อกำลังยึดระหว่างซีฟันเทียมและอะคริลิก<sup>(30,31,32)</sup>

อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่ขัดแย้ง ซึ่งพบว่ากำลังยึดระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกกับฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟมีค่ามากกว่าฐานฟันเทียมอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนโดยเฉพาะหลังจากการทำผิวซีฟันเทียมด้วยมอนอเมอร์<sup>(33)</sup>

ตัวอย่างของผลิตภัณฑ์ชนิดนี้ เช่น ACRON<sup>®</sup> MC

### วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันเทียมชนิดฉีดเข้าแบบหล่อ(Injection molded denture base materials)

วัสดุที่ใช้ประดิษฐ์ฐานฟันเทียมชนิดฉีดเข้าแบบหล่อมีดังนี้<sup>(26)</sup>

1. อะคริลิกเรซิน เป็นพอลิเมทิลเมทาคริเลตชนิดสายตรง (linear PMMA) ที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ (MW= 150,000) มีมอนอเมอร์ตกค้างน้อย ไม่มีสารเชื่อมไขว้และเกิด plasticization ต่ำทำให้มีความแข็งตึง (stiffness) มากกว่าอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อนทั่วไป ทั้งๆที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ

2. พอลิคาร์บอเนต ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในการฉีดมากนักเนื่องจากมีความเหนียวและการที่ไม่มีการเชื่อมไขว้ทำให้มีความต้านทานต่อการละลายและรอยร้าว (craze) ต่ำ ยิ่งไปกว่านั้นการมีความหนืดหลอมเหลวที่สูง (high melt viscosity) ทำให้มีปัญหาในการยึดติดกับฟันเทียม

3. ไนลอนหรือพอลิเอไมด์ ได้มาจากปฏิกิริยาของไดเอซิด (diacid) และไดเอมีน (diamine) ในระยะแรกการใช้ไนลอนไม่ค่อยประสบผลสำเร็จเท่าที่ควรเนื่องจากการดูดน้ำมาก

ทำให้เกิดการคืบ (creep) และการย่อยสลายทางชีวภาพ (biodegradation) ได้มาก ต่อมา มีการพัฒนาโดยการเสริมเส้นใยแก้วเช่น ไนลอน 66 ทำให้มีการดูดน้ำลดลงและมีความแข็งตึง (stiffness) เพิ่มมากขึ้น ปัจจุบันมีผู้นิยมใช้วัสดุชนิดนี้เพิ่มมากขึ้นแต่อย่างไรก็ตามวัสดุชนิดนี้ไม่สามารถยึดติดกับซีพียูเทียมพลาสติกโดยทางเคมีเหมือนวัสดุประเภทอะคริลิกและมีการติดสีในวัสดุค่อนข้างสูง

### วัสดุประดิษฐ์ฐานพียูเทียมชนิดทนต่อแรงกระแทกสูง(High impact acrylic)

ผลิตโดยใส่ยางบิวทาไดอีน-สไตรีน (butadiene-styrene) ในเมทิลเมทาคริเลต ได้เป็น เมทิลเมทาคริเลต-สไตรีน-บิวทาไดอีนเทอร์พอลิเมอร์ (methyl methacrylate-styrene-butadiene terpolymer) เทอร์พอลิเมอร์นี้สามารถต้านแรงกระแทกที่กระทำต่อพียูเทียมได้ดีกว่าพอลิเมอร์ชนิดอื่น มีความเหนียวสูง (high toughness) และยับยั้งการร้าวได้ มอนอเมอร์ของวัสดุชนิดนี้ต่างจากมอนอเมอร์ทั่วไปคือจะมีสารเชื่อมไขว้ปริมาณน้อยหรือไม่มีเลย<sup>(26,34)</sup>

### ซีพียูเทียม

ซีพียูเทียมถูกใช้มานานตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน ทั้งซีพียูเทียมที่ทำจากอะคริลิกเรซินและซีพียูเทียมที่ทำจากพอร์ซเลน แต่เนื่องด้วยข้อเสียหลายประการของพียูพอร์ซเลนทำให้ซีพียูเทียมอะคริลิกได้รับความนิยมมากกว่า

ซีพียูเทียมมักถูกเตรียมจากวัสดุอะคริลิกและอะคริลิกดัดแปลง ซึ่งคล้ายกับพอลิเมอร์ของฐานพียูเทียม มีการใส่เม็ดสีเข้าไปเพื่อทำให้เกิดสีต่างๆ ใส่สารเชื่อมไขว้เพื่อเพิ่มความแข็งแรงและป้องกันการร้าว ซีพียูเทียมพอลิเมอร์จะถูกเตรียมเป็นชั้นๆ ที่มีสีต่างๆ กันดังนั้นสีจะค่อยๆ สว่างขึ้นไปทางปลายฟันเพื่อทำให้เกิดลักษณะโปร่งใส ในส่วนตัวฟันหรือส่วนที่อยู่ใกล้เหงือกจะเกิดการเชื่อมไขว้ไม่เท่าส่วนปลายฟันหรือด้านบดเคี้ยวเพื่อให้เกิดการยึดทางเคมีระหว่างซีพียูเทียมกับฐานพียูเทียม อาจมีการเติมฟิลเลอร์เข้าไปเพื่อเพิ่มความต้านทานต่อการสึก ในระยะหลังๆ นี้เริ่มมีการใช้คอมโพสิตมาเป็นวัสดุทำซีพียูเทียมซึ่งทำให้ซีพียูเทียมที่ได้มีความต้านทานต่อการสึกเพิ่มมากขึ้น

พอลิเมทิลเมทาคริเลตมีคุณสมบัติทางเคมีที่น่าสนใจสำหรับการนำมาใช้เป็นซีพียูเทียม เนื่องจากไม่มีความเป็นพิษ ไม่ละลายในช่องปากแต่ละลายในคีโตนและอะโรมาติกไฮโดรคาร์บอน ในส่วนของคุณสมบัติทางกล เช่น ความทนแรงอัด (76 MPa) ความต้านทานต่อการสึก โมดูลัสยืดหยุ่น (2700 MPa) ซีดจำกัดยืดหยุ่น (55 MPa) และความแข็ง (18 ถึง 20 kg/mm<sup>2</sup>) พบว่ามีค่าต่ำเมื่อเทียบกับวัสดุอุดฟันอื่นๆ หรือเคลือบฟันและเนื้อฟัน

ข้อกำหนดเลขที่ 15 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (ANSI/ADA specification No.15) ได้ระบุคุณสมบัติของซี่ฟันเทียมอะคริลิกไว้คร่าวๆ ดังนี้

1. มิติของฟัน (Dimensions of teeth): มิติของฟันควรอยู่ภายใน 5% ของที่ผู้ผลิตแจ้งไว้
2. สีและความกลมกลืน : แฉงฟันหน้าและฟันหลังต้องมีสีไม่ต่างกันในกลุ่มและต้องมีสีเหมือนกับแฉงเทียบสี (shade guide)
3. ต้องปราศจากอันตรายทางชีวภาพ (biologic hazard)
4. ฟันผิวต้องไม่มีการติดสี
5. หลังจากการปรับแต่งซี่ฟันเทียมควรจะสามารถขัดแล้วได้ความเรียบเหมือนเดิม
6. หลังจากการบ่มซี่ฟันเทียมควรจะสามารถขัดแล้วได้ความเรียบเหมือนเดิม
7. ซี่ฟันเทียมควรมีความสามารถในการยึดติดกับวัสดุทำฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อน
8. ต้องมีความคงที่ของสีคือไม่เปลี่ยนสีเมื่อฟันสึก
9. ด้านทานต่อการร้าว การบิดตัว (distortion) การซีด (blanching)
10. เสถียรภาพทางมิติ (Dimensional stability) การเปลี่ยนแปลงมิติของฟันไม่ควรเกิน  $\pm 2\%$  ของมิติทางไกลกลาง-ไกลกลางเดิม<sup>(24)</sup>

### ชนิดของซี่ฟันเทียม

วัสดุที่ใช้ทำซี่ฟันเทียมจะมีด้วยกัน 3 ประเภทใหญ่ คือ<sup>(35)</sup>

1. ซี่ฟันเทียมที่ทำจากอะคริลิกเรซินที่ไม่ได้ปรับปรุง (unimproved acrylic resin)

ซี่ฟันเทียมชนิดนี้จะถูกเตรียมจากพอลิเมทิลเมทาคริเลตชนิดเส้น มีความต้านทานการอัด (impact resistance) สูงกว่าซี่ฟันเทียมพอร์ซเลนทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่ออ่อน<sup>(36)</sup> แต่ซี่ฟันเทียมชนิดนี้จะเกิดการสึกได้ง่ายเมื่อสบกับเคลือบฟันหรือวัสดุอุดอื่นๆซึ่งจะมีอัตราการสึกเร็วกว่าฟันชนิดอื่น<sup>(37)</sup> ตัวอย่างของซี่ฟันเทียมชนิดนี้ เช่น Major dent (Major Prodotti Dentari, Italy) เป็นต้น

2. ซี่ฟันเทียมที่ทำจากเรซินดัดแปลง (modified resin)

2.1 ซี่ฟันเทียมที่มีสารเชื่อมขวาง (crosslinked plastic denture teeth) แบ่งเป็น 2 ชนิด คือ

2.1.1 ไคพอลิเมออร์ของเมทิลเมทาคริเลตกับไตรเมทาคริเลต (ซึ่งโดยส่วนใหญ่จะเป็น triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)) ในผงพอลิเมทิลเมทาคริเลต

2.1.2 พอลิเมอร์อะคริลิกที่มีการเชื่อมไขว้สูงและมีการเติมวัสดุอัดแทรกซิลิกาเข้าไปแทนส่วนผงพอลิเมทิลเมทาคริเลต (Highly crosslinked acrylic polymer with added colloidal silica filler)

ซึ่งการเกิดเครือข่ายเชื่อมไขว้ (crosslinked networks) จะช่วยเพิ่มคุณสมบัติทางกลและทางกายภาพของฟันอะคริลิกดั้งเดิมในแง่ของความแข็งแรงอัด (compressive strength) ความแข็งแรงและความต้านทานต่อการสึก<sup>(14)</sup> อย่างไรก็ตามการมีปริมาณการเชื่อมไขว้ที่สูงจะทำให้ความสามารถในการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมและฐานฟันเทียมลดลง<sup>(14,15)</sup> ตัวอย่างของซีฟันเทียมในกลุ่มนี้ เช่น Cosmo HXL (Dentsply Ltd., U.S.A) ซึ่งผลิตจากพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่มีการเชื่อมไขว้สูง 90 เปอร์เซ็นต์และพอลิเมอร์ที่เป็นโครงร่างตาข่ายแบบสอดไขว้ (interpenetrating network) 10 เปอร์เซ็นต์ นอกจากนี้ยังมีผลิตภัณฑ์ Orthosit (Ivoclar Co., Liechtenstein) เป็นต้น

## 2.2 ซีฟันเทียมที่มีส่วนผสมของเรซิน คอมโพสิต

ซีฟันเทียมชนิดนี้จะมีการอัดหลายชั้น (multilithic acrylic teeth) โดยในส่วนของด้านบดเคี้ยวหรือด้านริมฝีปากจะเป็นคอมโพสิตเรซินเพื่อความสวยงามและความทนทาน ส่วนด้านประชิดสันเหงือกยังคงเป็นอะคริลิกเรซินอยู่เพื่อให้เกิดการยึดติดกับฐานฟันเทียมได้ดี ตัวอย่างของซีฟันเทียมในกลุ่มนี้ได้แก่ Yamahachi PX (Yamahachi Dental MFG.CO., Aichi Pref.,Japan), Ivoclar PE (Ivoclar Vivadent AG., Schaan,Liechtenstein)

## 3.ซีฟันเทียมพอร์ซเลน<sup>(24,38)</sup>

โดยปกติแล้วซีฟันเทียมพอร์ซเลนจะยึดกับฐานฟันเทียมโดยการยึดติดทางกล ซึ่งจะมีการทำร่องเล็กๆหรือเดือยโลหะที่ฐานของซีฟันเทียมเพื่อช่วยในการยึดติดและสามารถใช้สารคู่ควบไฮเลนเช่น แกมมา-เมทาโครลอกซีโพรพิลไตรเมทอกซีไฮเลน (γ-methacryloxypropyltrimethoxy silane) เพื่อช่วยให้เกิดการยึดติดทางเคมี ซึ่งข้อดีของการยึดติดทางเคมีโดยตรงกับฐานฟันเทียมคือ อาจไม่จำเป็นต้องทำร่องเล็กๆ หรือเดือยโลหะซึ่งจะทำให้ซีฟันเทียมมีความแข็งแรงมากขึ้นและใช้ต้นทุนในการผลิตต่ำลงและยังช่วยลดการไหลซึม (percolation) ของของเหลวในช่องปากเข้าไปรอบๆฟันเป็นการลดกลิ่นและปรับปรุงความสะอาดรวมถึงความสวยงามของฟันเทียม<sup>(39)</sup>

อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่พบว่าการใช้ไฮเลนไม่ได้ช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมพอร์ซเลนกับฐานฟันเทียม<sup>(39,40)</sup>

ซีฟันเทียมพลาสติกและซีฟันเทียมพอร์ซเลนมีคุณสมบัติต่างกันดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติของซีฟันเทียมพลาสติกและซีฟันเทียมพอร์ซเลน<sup>(24)</sup>

ซีฟันเทียมพลาสติก	ซีฟันเทียมพอร์ซเลน
มีความหยุ่นตัวสูง, เหนียว	เปราะ
นิ่ม มีความต้านทานต่อการสึกต่ำ	แข็ง มีความต้านทานต่อการสึกสูง
ไม่ละลายในของเหลวที่อยู่ในปาก(มีการเปลี่ยนแปลงมิติบ้าง)	เฉื่อยกับของเหลวในปาก ไม่มีการเปลี่ยนแปลงมิติ
อุณหภูมิการเบี่ยงเบนทางความร้อน (Heat Distortion Temperature) ต่ำ : มีการไหลที่อุณหภูมิต่ำ (cold flow) ภายใต้อุณหภูมิ	อุณหภูมิการเบี่ยงเบนทางความร้อน (Heat Distortion Temperature) สูง ; ไม่มีการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรภายใต้แรงกดเคี้ยว
ลักษณะเหมือนธรรมชาติ	ลักษณะเหมือนธรรมชาติ
ไม่มีเสียงขณะเคี้ยวหรือพูด	อาจมีเสียงขณะใช้งาน
ขัดแต่งได้ง่าย	การขัดจะทำให้เคลือบที่พื้นผิวหลุดออก
มักเกิดการร้าวเมื่อไม่มีสารเชื่อมไขว้	มักเกิดการแตกหัก
ยึดกับฐานฟันเทียมอะคริลิกได้	ยึดกับฐานฟันเทียมได้ไม่ดี * : ต้องอาศัยการยึดติดทางกลช่วยในการออกแบบฟัน

\* ยกเว้น เมื่อทำไซเลน

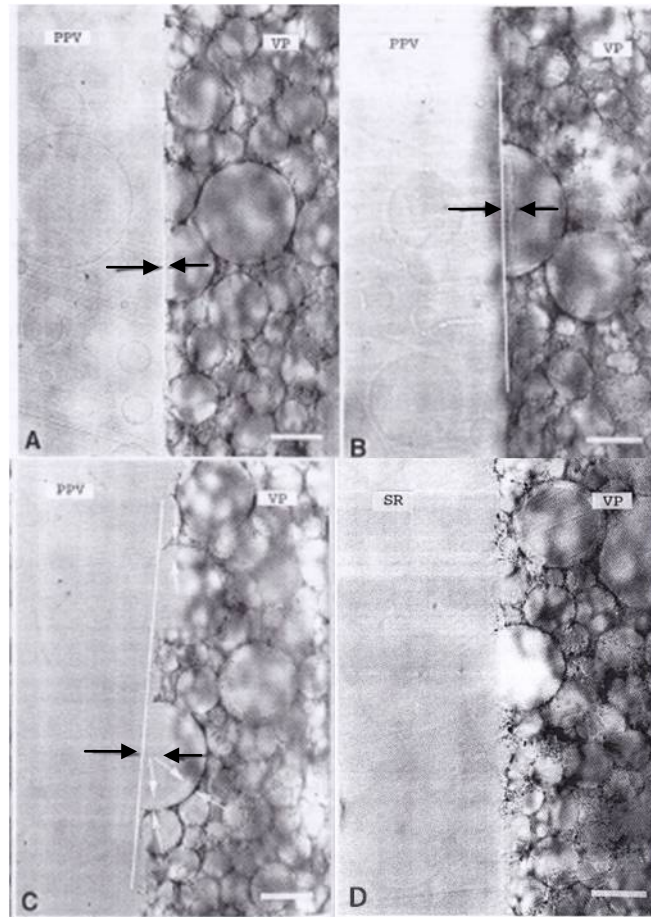
### การยึดติดระหว่างซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียมอะคริลิก

การยึดติดทางเคมีระหว่างซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียมเกิดจากการละลายบริเวณส่วนนอกของซีฟันเทียมในมอนอเมอร์ที่มีอยู่ในก้อนอะคริลิกกระยะโดยของฐานฟันเทียม ซึ่งมอนอเมอร์นี้จะต้องสัมผัสกับซีฟันเทียมเป็นเวลานานเพียงพอที่จะทำให้เกิดการซึมผ่านชั้นพื้นผิว ทำให้เกิดการบวมตัวของพอลิเมอร์อะคริลิกในซีฟันเทียมเรียกว่า ปรากฏการณ์การบวม (swelling phenomenon)

เมื่อทำการบ่ม มอนอเมอร์ส่วนนี้จะเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ข้ามรอยต่อและเกิดเป็นการยึดติดทางเคมี หากก้อนอะคริลิกกระยะโดยของฐานฟันเทียมถูกทิ้งไว้นานก่อนทำการอัดจะทำให้เหลือส่วนมอนอเมอร์ที่ไปทำปฏิกิริยาน้อย เกิดการยึดติดที่ไม่ดี<sup>(41,42)</sup>

ความหนาของชั้นที่เกิดการบวม (swelled layer) ในบริเวณเม็ดพอลิเมอร์ของซีฟันเทียมมีค่าตั้งแต่ 3.3 ถึง 20.6 ไมโครเมตร เมื่อใช้อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยตนเอง ส่วนในของเม็ดพอลิเมอร์จะเกิดการบวมมากกว่าส่วนนอกซึ่งพบว่าส่วนพอลิเมอร์เมทริกซ์ของฟันที่เกิดการเชื่อมไขว้สูงจะบวมเพียงเล็กน้อยที่อุณหภูมิ 30 และ 50 องศาเซลเซียส แต่ที่ 70 องศาเซลเซียสจะเกิด

การบวมตัวมากกว่า เมื่อใช้อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนพบว่าชั้นที่ได้มีการกระจาย  
มากทำให้ยากต่อการวัดความหนาของชั้น ดังแสดงในภาพที่ 10<sup>(42)</sup>



ภาพที่ 10 แสดงชั้นของพอลิเมอร์ที่เกิดการบวมตัว (ระหว่างลูกศรสีดำ) เมื่อใช้อะคริลิกเรซินชนิดบ่ม  
ด้วยตนเองที่อุณหภูมิ 30 องศาเซลเซียส (A) อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส (B) อุณหภูมิ 70 องศา  
เซลเซียส (C) และอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน (D) ที่กำลังขยาย 205 เท่า แถบสีขาวด้านขวา  
ล่างของรูปยาว 50 ไมโครเมตร<sup>(42)</sup>

กำลังแรงยึดระหว่างซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียมจะมากขึ้นเมื่อเพิ่มอุณหภูมิที่ใช้ในการ  
เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization temperature)<sup>(43)</sup> กำลังแรงยึดจะสูงที่สุดเมื่อใช้  
อะคริลิกฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนซึ่งอธิบายได้ที่เกิดจากการที่มอนอเมอร์ของพอลิ  
เมอร์ฐานฟันเทียมมีอัตราการแพร่กระจายเข้าไปในพอลิเมอร์ของซีฟันเทียมอะคริลิกได้มากกว่า  
และการที่อะคริลิกฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนมีการแพร่กระจายเข้าไปในซีฟันเทียม  
มากกว่าอะคริลิกฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยตนเองมาจากเหตุผล 2 ประการ คือ อุณหภูมิที่ใช้ใน

การเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์สูงกว่าและเรซินที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของอะคริลิกฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนสัมผัสกับพอลิเมอร์ของซีฟันเทียมนานกว่า

### การหลุดของซีฟันเทียม

#### สาเหตุที่ทำให้เกิดการหลุดของซีฟันเทียม

การหลุดของซีฟันเทียมจากฐานฟันเทียมมีสาเหตุมาจากความไม่เข้ากันของผิวฟันเทียมและผิวของฐานฟันเทียมซึ่งปัจจัยที่มีผลคือ<sup>(6)</sup>

1. การปนเปื้อนของพื้นผิวที่จะยึดติด การมีสิ่งแปลกปลอมมาเกาะกับผิวของซีฟันเทียมทำให้เกิดการยึดติดได้น้อยลง เช่น ซีฟันที่ซึมเข้าไปในพื้นระหว่างการแต่งซีฟัน เศษของซีฟันที่กำจัดออกไม่หมดหลังการต้ม<sup>(44,45)</sup> การปนเปื้อนของสารคั่นกลาง (tin-foil substitute)<sup>(18,45,46)</sup>

Spratley<sup>(44)</sup> พบว่าการปนเปื้อนมักมาจากซีฟันเป็นสาเหตุหลักและยังเป็นสาเหตุของการแตกหักแบบแอตซีซีฟ การกำจัดซีฟันที่อุณหภูมิต่ำจะไม่มีประสิทธิภาพ ควรล้างกำจัดซีฟันที่อุณหภูมิ 90 องศาเซลเซียส (194 องศาฟาเรนไฮต์) เป็นอย่างน้อย

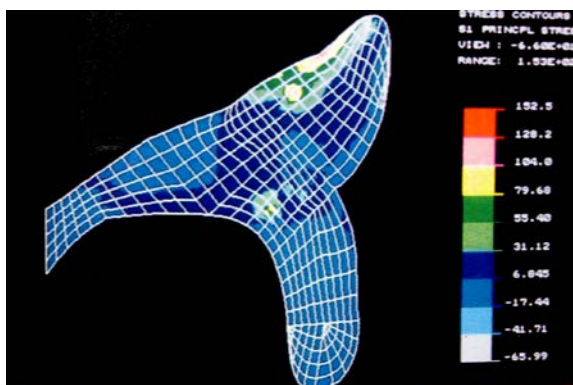
2. โครงสร้างที่ต่างกันของซีฟันเทียมและฐานฟันเทียม

โครงสร้างของวัสดุที่ต่างกันมีผลทำให้การยึดติดลดลงได้ เช่น ซีฟันเทียมอะคริลิกดั้งเดิมจะมีกำลังยึดกับฐานฟันเทียมมากกว่าซีฟันเทียมที่มีสารเชื่อมขวาง เนื่องจากในซีฟันเทียมที่มีสารเชื่อมขวางจะมีโซ่พอลิเมอร์ที่ยังไม่ได้เชื่อมพันธะน้อยกว่าเมื่อเทียบกับซีฟันเทียมอะคริลิกดั้งเดิม ดังนั้นจึงเกิด interwoven polymer ระหว่างซีฟันเทียมและฐานฟันเทียมได้น้อยกว่า<sup>(47)</sup>

นอกจากนี้ความล้มเหลวในการยึดติดอาจเกิดจากการได้รับแรงที่มากเกินไปหรือเกิดจากความล้าของวัสดุ<sup>(48)</sup>

จากการศึกษาทาง finite element analysis ของการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียมโดยให้แรงกระทำกับฟันตัดบน พบว่าความเค้นแรงดึงที่มากที่สุด (maximum tensile stress) จะเกิดภายในตัวฟัน (body of the tooth) ไม่ใช่บริเวณรอยต่อของซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียม ดังภาพที่ 11 ซึ่งความเค้นที่เกิดบริเวณรอยต่อนี้จะค่อนข้างต่ำและเป็นไปในรูปแบบเดียวกัน (uniform) ตามรอยต่อ รูปแบบความเค้นที่เกิดขึ้นในแต่ละแรงกระทำและแต่ละตำแหน่งมีลักษณะคล้ายกันจะต่างกันที่ขนาด (magnitude) นอกจากนี้การเริ่มต้นของรอยแตก (crack) จะไม่ต่างกันในแต่ละขนาดแรงกระทำ<sup>(49)</sup>





ภาพที่ 11 แสดงการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ของแรงที่เกิดขึ้นโดยจะพบว่าความเค้นจะมากที่สุดบริเวณตัวฟัน<sup>(49)</sup>

## การพัฒนาการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมและฐานฟันเทียม

### 1. วิธีทางกล (mechanical)

#### ก. การกรอผิวด้านใต้ของซีฟันเทียม

เป็นการเพิ่มความขรุขระและเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสโดยมีหลายการศึกษาที่พบว่ากรอผิวด้านใต้ของซีฟันเทียมสามารถเพิ่มความแข็งแรงในการยึดติดได้<sup>(7,17)</sup> อย่างไรก็ตามมีบางการศึกษาที่พบว่ากรอผิวด้านใต้ของซีฟันเทียมไม่ได้ช่วยเพิ่มการยึดติดโดยอธิบายว่า พื้นผิวที่กรอให้หยาบนั้นยากที่จะกำจัดซี่ผึ้งที่ตกค้างให้ออกหมดได้<sup>(44)</sup>

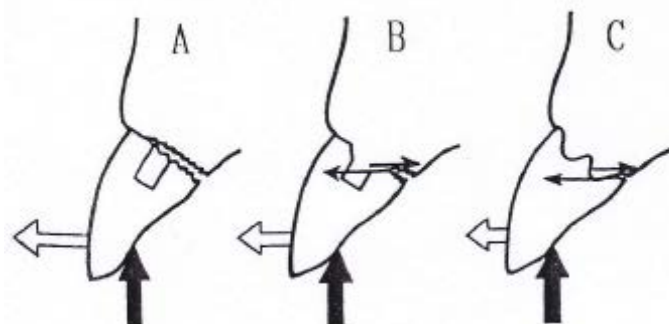
#### ข. การกรอทำร่องยึดที่ด้านประชิดสันเหงือกของซีฟันเทียม

ในปี 1986 Cardash และคณะ<sup>(50)</sup> ทดลองผลของการกรอร่องยึดลึกในแนวใกล้กลางไกลกลาง (mesiodistal) กับการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมและฐานฟันเทียม โดยกรอเป็นรูปร่างต่างๆ คือ สี่เหลี่ยม หางนก และรูปครึ่งวงกลม ให้มีความลึก 2 มิลลิเมตรในฟันตัดซี่หน้า แล้วทดสอบโดยใช้แรงเฉือน (vertical compressive shear load) ให้แรงลงที่ด้านเพดานของฟันเป็นมุม 130 องศา เพื่อจำลองสภาพของแรงในช่องปากพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้กรอร่องยึด

ต่อมาในปี 1990 Cardash และคณะ<sup>(8)</sup> ทำการทดลองเพิ่มเติมโดยเทียบระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้กรอร่องยึด กรอร่องยึดในแนวใกล้กลางไกลกลาง (horizontal groove) และกรอร่องยึดในแนวตั้ง (vertical groove) โดยใช้ฐานฟันเทียมสองชนิด คือชนิดบ่มด้วยความร้อนธรรมดาและชนิดทนต่อแรงกระแทก (high impact resin) พบว่าในกลุ่มที่เป็นฐานฟันเทียมชนิดทนต่อแรงกระแทกจะมีการยึดติดที่ดีกว่าชนิดบ่มด้วยความร้อนธรรมดาและการกรอร่องในแนวตั้งสามารถเพิ่มการยึดติดได้ เนื่องจากร่องยึดในแนวตั้งจะอยู่ใกล้กับแรงมากที่สุด ดังนั้นแขนของคานที่สั้น

(short lever arm) จะต้องใช้แรงมากกว่าในการที่จะทำให้เกิดจากหลุดของซี่ฟันเทียบกับฐานฟันเทียม

ในปี 1995 Vallittu<sup>(9)</sup> ทำการศึกษาเกี่ยวกับการยึดติดในฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนและบ่มด้วยตนเองโดยแบ่งเป็น 4 กลุ่มคือกลุ่มที่ไม่ได้ปรับสภาพผิว กลุ่มที่ขัดด้วยกระดาษทราย กลุ่มที่ขัดกระดาษทรายแล้วกรอทำร่องยึด 2 ร่อง (groove) และกลุ่มที่ขัดกระดาษทรายแล้วเจาะรู (retention hole) นำมาทดสอบค่ากำลังดัดขวางแบบ 3 ตำแหน่ง (three-point bending) พบว่ากลุ่มที่กรอทำร่องยึด 2 ร่องให้การยึดติดที่ดีที่สุดส่วนกลุ่มที่เจาะรูให้การยึดติดที่ต่ำที่สุด ซึ่งอธิบายได้ว่าน่าจะมาจากการแทรกซึมของพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่ไม่เหมาะสม เมื่อมองจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจะพบว่า มีช่องว่างอยู่ภายในพื้นที่เจาะรูซึ่งเกิดจากการที่อากาศไหลเข้าไปขณะที่ทำการอัดอะคริลิกเป็นสาเหตุที่ทำให้การยึดติดต่ำลง นอกจากนี้ยังอธิบายในแง่ของแรงกระทำได้คือพอลิเมทิลเมทาคริเลตในรูที่เจาะจะเกิดความเค้นดัด (bending stress) ระหว่างที่มีแรงกด ในขณะที่การทำร่องยึด 2 ร่องจะเปลี่ยนแรงกดจากความเค้นดัดเป็นความเค้นเฉือน (shear stress) ดังภาพที่ 12 ซึ่งโดยปกติรอยต่อระหว่างซี่ฟันเทียมกับฐานฟันเทียมจะทนต่อแรงเฉือนได้ดีกว่าแรงดึง



ภาพที่ 12 แสดงกลไกการแตกหักของซี่ฟันเทียมออกจากฐานฟันเทียม

A กรอเจาะรู (retention hole) B กรอเจาะรูและเบเวิล C กรอร่องยึด 2 ร่อง

ลูกศรดำแสดงทิศทางของแรงกดเคี้ยว ลูกศรขาวแสดงทิศทางของการแตกหัก

ลูกศรเล็กแสดงแรงเฉือน<sup>(9)</sup>

### ค. การเป่าทราย (Sandblast)

เป็นการฟ้นละอองของอนุภาคอะลูมินัมออกไซด์ไปยังผิวของวัสดุด้วยแรงดันที่สูง มีการใช้เทคนิคนี้ในการสร้างพื้นผิวให้ขรุขระสำหรับแบร็กเกตจัดฟันและพื้นผิวของโลหะที่จะยึดกับ

พอร์ซเลน<sup>(51,52)</sup>

Chung และคณะ พบว่าการทำให้พื้นผิวของซีพียูเทียมขรุขระด้วยการเป่าทรายโดยใช้อนุภาคอะลูมินัมออกไซด์ขนาด 250 ไมโครเมตรจะทำให้กำลังยึดของซีพียูเทียมและฐานพื้นเทียมเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากพลังงานอิสระที่พื้นผิว (free surface energy) ของซีพียูเทียมเพิ่มมากขึ้นเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้เป่าทราย ซึ่งเมื่อนำไปส่องกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope , SEM) จะพบว่าเกิดผิวที่มีความคอดและขรุขระมาก<sup>(10)</sup>

นอกจากนี้ยังมีบางการศึกษาที่ใช้อนุภาคอะลูมินัมออกไซด์ขนาด 50 ไมโครเมตร (microblaster, Comco Inc., Burbank, Calif.) โดยใช้กำลังตัดขนาดปานกลาง ในการกำจัดส่วนเคลือบเงา (glaze) บริเวณผิวพื้นเทียมด้านประชิดเหงือก โดยการศึกษานี้จะดูในส่วนของแรงแตกหักของซีพียูเทียมกับฐานพื้นเทียมชนิดทนต่อแรงอัดสูงและใช้การปรับสภาพผิว 3 ชนิดคือการทำร่องยึด การทามอนอเมอร์และการกำจัดส่วนเคลือบเงา พบว่าฐานพื้นเทียมผลิตภัณฑ์ลูซิโทน 199 (Lucitone 199) จะมีแรงแตกหักสูงที่สุดเมื่อไม่ได้กรอทำร่องยึดและไม่ได้กำจัดส่วนเคลือบเงาโดยไม่มีอิทธิพลจากการทามอนอเมอร์ ส่วนฐานพื้นเทียมผลิตภัณฑ์เอสอาร์ไอโอแคป (SR-Ivocap) จะมีแรงแตกหักสูงที่สุดเมื่อมีการกรอทำร่องยึดแต่ไม่ได้ทามอนอเมอร์โดยไม่มีอิทธิพลจากการกำจัดส่วนเคลือบเงา<sup>(53)</sup>

อย่างไรก็ตามยังมีการศึกษาไม่มากเกี่ยวกับผลของการเป่าทรายต่อการยึดระหว่างซีพียูเทียมและฐานพื้นเทียม

## 2.วิธีทางเคมี(chemical)

### ก. เมทิลเมทาคริเลต

มีการศึกษาพบว่าการทาสารละลายมอนอเมอร์ที่เป็นเมทิลเมทาคริเลตบนผิวพื้นเทียมก่อนการอัดครีติก<sup>(11)</sup> หรือการใช้สารยึดติดที่มีเมทิลเมทาคริเลต<sup>(13)</sup> ทาที่ฐานของซีพียูเทียมก่อนการอัดอะครีติกจะช่วยเพิ่มกำลังแรงยึดระหว่างซีพียูเทียมและฐานพื้นเทียมอะครีติกชนิดบ่มด้วยความร้อน อย่างไรก็ตามผลที่ได้ขัดแย้งกับบางการศึกษา<sup>(17,18)</sup> ซึ่งพบว่าการทามอนอเมอร์ไม่ได้ช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซีพียูเทียมและฐานพื้นเทียม

### ข. 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride)

การทาสารยึดติด (bonding agent) ที่มีส่วนผสมของ 4-META ที่ฐานของซีพียูเทียมจะช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซีพียูพลาสติกที่มีการเชื่อมไขว้สูงกับฐานพื้นเทียมอะครีติกชนิดบ่มด้วยความร้อน โดยดูจากระยะที่สี่เบสิกฟูซันสามารถซึมผ่านรอยต่อระหว่างซีพียูเทียมกับฐานพื้นเทียมชนิดใสได้น้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ทาแสดงถึงการยึดติดที่ดีกว่า โดยพบว่ามอนอเมอร์ 4-META

สามารถเพิ่มการแทรกซึมของมอนอเมอร์เมทิลเมทาคริเลตให้เข้าไปยังพื้นผิวของพอลิเมอร์ที่มีการเชื่อมไขว้ได้มากขึ้น<sup>(14)</sup>

#### ค. สารละลายไดคลอโรมีเทน ( $\text{CH}_2\text{Cl}_2$ )

มีการศึกษาที่ใช้สารละลายผสมระหว่างไดคลอโรมีเทนร้อยละ 50 และเมทิลเมทาคริเลต (มอนอเมอร์ของฐานพื้นที่ยึดอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเอง) ร้อยละ 50 พบว่าเมื่อทาสารละลายนี้ที่ฐานของซี่ฟันเทียมก่อนที่จะยึดกับฐานพื้นที่ยึดอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเองจะสามารถทำให้กำลังแรงยึดแบบดึงเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 80 โดยอธิบายได้ว่าตัวทำละลายไดคลอโรมีเทนช่วยให้มอนอเมอร์ซึมผ่านผิวฟันได้ดีขึ้น<sup>(16)</sup> นอกจากนี้ยังมีอีกการศึกษาหนึ่งที่ให้ผลสอดคล้องกันคือการทำสารละลายไดคลอโรมีเทนทำให้กำลังแรงยึดเพิ่มมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับการกรอซี่ฟันเทียมให้เป็นร่อง และแนะนำให้ทาสารละลายนี้ที่ฐานพื้นที่ยึดก่อนทำการอัดอะคริลิก<sup>(15)</sup>

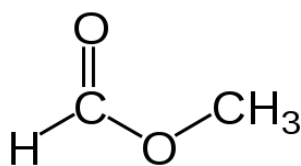
อย่างไรก็ตามไดคลอโรมีเทนเป็นสารที่มีพิษหากสูดดมเข้าไปปริมาณมากจะทำให้เกิดภาวะอ่อนแรง คลื่นไส้ อาเจียนอีกทั้งยังเป็นสารที่อาจก่อให้เกิดมะเร็งได้<sup>(19)</sup>

จากที่กล่าวมาแล้วจะพบว่ามีการนำสารเคมีชนิดต่างๆ มาใช้แต่ยังไม่มีการศึกษาใดที่นำสารละลายเมทิลฟอร์เมตและสารละลายเมทิลอะซิเตตมาช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างซี่ฟันเทียมอะคริลิกและฐานพื้นที่ยึดอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

**เมทิลฟอร์เมต** ( $\text{HCOOCH}_3$ ) หรือเมทิลเมทาโนเอต เป็นเมทิลเอสเทอร์ของกรดฟอร์มิก เป็นของเหลวใสที่มีความดันไอสูง และมีแรงตึงผิวต่ำ ถูกนำมาใช้ในการผลิตฟอร์มาไมด์ ไดเมทิลฟอร์มาไมด์ และกรดฟอร์มิก เนื่องจากคุณสมบัติที่มีความดันไอสูงจึงนำมาใช้ในการขัดที่ต้องการความแห้งอย่างรวดเร็ว (quick drying finish) และยังสามารถนำไปใช้เป็นส่วนประกอบในยาฆ่าแมลง รวมถึงใช้ในการผลิตยาอีกด้วย<sup>(19,20)</sup>

เมทิลฟอร์เมตมีคุณสมบัติทางกายภาพดังนี้

- น้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 60.05
- จุดหลอมเหลว -100 องศาเซลเซียส
- จุดเดือด 32 องศาเซลเซียส
- ความหนาแน่น 0.98 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร

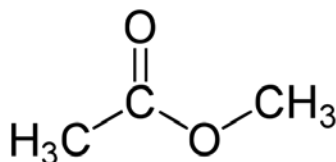


ภาพที่ 13 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลฟอร์มเมต<sup>(20)</sup>

**เมทิลอะซิเตต** ( $\text{CH}_3\text{COOCH}_3$ ) หรือเมทิลเอทานอยด์ เป็นคาร์บอกซีเลตเอสเทอร์ เป็นของเหลวที่สามารถติดไฟได้โดยมีลักษณะคือมีกลิ่นที่หอมคล้ายกาวหรือยาล้างเล็บ เมทิลอะซิเตตมีคุณสมบัติที่คล้ายกับเอทิลอะซิเตต ถูกนำมาใช้เป็นตัวทำละลายที่มีขั้วต่ำและชอบไขมัน (lipophilic) ซึ่งมักจะนำมาใช้เป็นตัวทำละลายในกาว สี และยาล้างเล็บ<sup>(19,21)</sup>

เมทิลอะซิเตตมีคุณสมบัติทางกายภาพดังนี้

- น้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 74.08
- จุดหลอมเหลว -98 องศาเซลเซียส
- จุดเดือด 56.9 องศาเซลเซียส
- ความหนาแน่น 0.932 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร



ภาพที่ 14 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิลอะซิเตต<sup>(21)</sup>

### เมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตทางทันตกรรม

Asmussen และคณะ<sup>(22)</sup> พบว่า เมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตสามารถนำมาใช้เป็นสารที่ให้ค่าแรงยึดระหว่างวัสดุเสริมฐานกับวัสดุฐานฟันเทียมใกล้เคียงกับเมทิลีนคลอไรด์และได้ค่าแรงยึดที่ดีกว่าเอทิลอะซิเตต

Kriengkakasem และ Wiwatwarapan<sup>(23)</sup> พบว่าเมื่อใช้สารเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตรวมทั้งสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตทาที่ผิวของวัสดุฐานฟันเทียมก่อนการซ่อมแซมเป็นเวลา 15 วินาที จะได้ค่าความต้านแรงดัดโค้ง (flexural strength) สูงกว่าการทำด้วยเมทิลเมทาคริเลตที่ทันตแพทย์ทั่วไปใช้กันในคลินิกอย่างมีนัยสำคัญ

## วิธีทดสอบการยึดติดระหว่างซีฟันเทียมและฐานฟันเทียม

สำหรับวิธีที่ใช้ในการทดสอบการยึดติดนั้นมีความหลากหลายอย่างมากทั้งในแง่วัสดุหรือวิธีที่ใช้สร้างและทดสอบขึ้นตัวอย่างซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาวิธีต่างๆ ดังเช่นตัวอย่างต่อไปนี้<sup>(54)</sup>

### 1. The American National Standards/American Dental Association Specification no.15 (ANSI/ADA 15)

- เริ่มใช้ครั้งแรกในปี 1956 และทบทวนใหม่อีกครั้งในปี 1985
- ใช้ชิ้นงานรูปทรงกระบอก (cylindrical shaft) ที่มีพื้นอะคริลิก(เส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่า 8.15 มิลลิเมตร) อยู่ในฐานฟันเทียม โดยใส่ฟันตรงกลางแล้วให้อะคริลิกฐานฟันเทียมล้อมรอบ จากนั้นนำไปบ่ม
- หลังบ่มแล้ว กรอแต่งชิ้นงานให้มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6.35 มิลลิเมตร
- ทดสอบแรงดึงโดยใช้ความเร็วหัวกด 0.254 มิลลิเมตรต่อนาที ใช้ชิ้นตัวอย่าง 3 ชิ้น
- ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้คือ 31 MPa

### 2. The Australian Standard (AS 1626) ปี 1974

- คล้ายกับ ADA 15 แต่ความยาวของแท่งทรงกระบอกมากกว่าและใช้อะคริลิกเรซินชนิดใส
- ทดสอบแรงดึงโดยใช้ความเร็วหัวกด 5 มิลลิเมตรต่อนาที ใช้ชิ้นตัวอย่าง 3 ชิ้น
- ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ต้องไม่น้อยกว่า 32 MPa

### 3. International Organization for Standardization for synthetic resin teeth (ISO 3336) ปี 1977

- ใช้กลุ่มของฟันหน้ายึดกับเรซินที่อยู่ในแท่งโลหะเพื่อจำลองลักษณะของฟันเทียมที่พอดีกับเหงือก
- ไม่ได้กล่าวถึงจำนวนของชิ้นตัวอย่าง
- ไม่ได้กล่าวถึงอัตราดึงเฉือน (shear-tensile หรือ peeling) ของแรง
- การยึดติดจะอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจหากการแตกหักไม่ได้เกิดที่พื้นผิวของซีฟันเทียมและฐานฟันเทียมบางส่วนยังติดกับซีฟันเทียม

### 4. British Standard (BS 3990) ปี 1980

- การทดลองมีพื้นฐานมาจาก ISO 3336 และมีเกณฑ์ในการทดสอบเหมือนกัน

### 5. South African Standard (SABS 1342) ปี 1982

- การทดลองมีพื้นฐานมาจาก ISO 3336 และมีเกณฑ์ในการทดสอบเหมือนกัน

6. German Specification for denture base resin (DIN 13907) และ for synthetic resin teeth (DIN 13914) ปี 1983

- การทดลองมีพื้นฐานมาจาก ISO 3336
- ทดสอบแรงในแนวขวาง 3 จุด (transverse 3 points loading) ผ่านชิ้นงานรูปสี่เหลี่ยมขนาด 15 x 4 x 4 มิลลิเมตร โดยให้รอยต่อระหว่างฟันกับเรซินอยู่ตำแหน่งตรงกลาง
- ใช้ชิ้นตัวอย่าง 6 ชิ้น โดยใช้ความเร็วหัวกด 1 มิลลิเมตรต่อนาที ให้แรงลงที่กึ่งกลางของระยะปลายระหว่างจุดที่ 1 กับจุดที่ 3 ซึ่งห่างกัน 12 มิลลิเมตร
- แรงที่ได้ต้องไม่น้อยกว่า 70 นิวตัน/ตารางมิลลิเมตร

7. Japanese Standard for Acrylic Resin Teeth (JIS 6506) ปี 1989

- ใช้ฟันตัดซี่กลางวางทำมุมสอบเข้า 45 องศากับอะคริลิกเรซินขนาด 8 x 10 x 20 มิลลิเมตร
- ทดสอบแรงดึงโดยใช้ความเร็วหัวกด 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที (หรือความเร็วในการให้แรง 120 นิวตันต่อนาที)
- ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้คือ 110 นิวตันสำหรับฟันบนและ 60 นิวตันสำหรับฟันล่าง
- ใช้ชิ้นตัวอย่าง 10 ชิ้น หากค่าแรงยึดที่ได้ต่างจากค่าเฉลี่ยทั้งหมดเกิน 15 % จะไม่ใช้ชิ้นงานนั้นและหากมีชิ้นงานที่ยอมรับได้น้อยกว่า 5 ชิ้นจะต้องทำการทดสอบใหม่ทั้งหมด

นอกจากนี้ยังมีวิธีการทดสอบอื่นๆอีกมาก เช่น การดูการซึมผ่านของสี การทดสอบแรง 4 จุด (4-point flexure loading) การศึกษาไฟไนต์เอลเมนต์ เป็นต้น

สำหรับการศึกษาค้างนี้เลือกใช้วิธีการทดสอบแรงดึงโดยตัดชิ้นงานให้มีลักษณะเป็นดัมเบลล์ขนาดเล็ก (miniaturized dumbbell-shaped specimens) ซึ่งเป็นรูปร่างที่แนะนำสำหรับการทดสอบแรงดึงของพลาสติกตาม Japanese Industrial Standard (JIS) K-6911<sup>(55)</sup> ISO 527-1<sup>(56)</sup> และ ASTM D638-95<sup>(57)</sup> โดยการเตรียมชิ้นงานในลักษณะนี้จะช่วยให้เกิดแรงดึงมากที่สุดบริเวณรอยต่อ หน้าตัดของชิ้นงานจะเล็กที่สุดบริเวณรอยต่อและความเค้นจะตรงไปยังบริเวณนี้ ดังนั้นการแตกหักจะเริ่มจากบริเวณที่อ่อนแอที่สุดของรอยต่อ<sup>(58)</sup>

### บทที่ 3

#### วิธีดำเนินการวิจัย

#### ประชากร

ประชากรเป้าหมาย (target population)

ฟันเทียมชนิดถอดได้ (Removable denture)

ประชากรตัวอย่าง

ชิ้นงานรูปมินิเดมเบลล์ที่เตรียมจากซี่ฟันเทียม 2 ผลิตภัณฑ์และฐานฟันเทียม

อะคริลิก ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงผลิตภัณฑ์และชื่อผู้ผลิตของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง

วัสดุ	Product name	Materials	Manufacturer
ซี่ฟันเทียม	Major dent	Conventional polymethyl methacrylate (lot no.9072)	Major Prodotti Dentari, Italy
	Cosmo HXL	Highly crosslinked – IPN polymethyl methacrylate (lot no.20120525D)	Dentsply Dental (Tianjin), China
ฐานฟันเทียม	Meliodent	Heat-activated acrylic resin (lot no.10NOV087)	Heraeus Kulzer, Senden, Germany
สารละลาย	Meliodent (liquid)	Liquid of Heat-activated acrylic resin (mainly methyl methacrylate) (lot no.10NOV087)	Heraeus Kulzer, Senden, Germany
	Methyl formate	Methyl formate (lot no. s246689)	Merck Schuchardt OHG, Germany
	Methyl acetate	Methyl acetate (lot no.s6328911)	Merck Schuchardt OHG, Germany



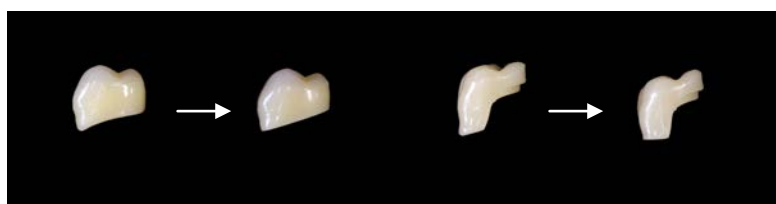
### เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องบ่มอะคริลิกด้วยความร้อน (curing unit) รุ่น EWL 5518 (Kavo, Germany)
2. เครื่องอัดพลาสติกไฮดรอลิกรุ่น 5414 EWG (Kavo, Germany)
3. เครื่องไลซ์ฝัง (EWL 5522, Kavo, Germany)
3. ตู้ควบคุมอุณหภูมิรุ่น Contherm 160M (Contherm Scientific, New Zealand)
4. เครื่องกระแทกปูน (Compressed air-riven deflasking unit, Renfert, Germany)
5. เครื่องตัดชิ้นงานความเร็วต่ำ (Low speed cutting machine version ISOMET1000, BUEHLER, USA)
6. เครื่องขัดผิววัสดุอัตโนมัติ (Automatic polishing machine version DPS3200, Imptech, South Africa)
7. เครื่องวัดมิติดิจิทัลเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ (Mitutoyo, Japan)
8. เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Shimadzu รุ่น EZ-S, Kyoto, Japan)
9. กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (ML9300, MEIJI, Japan)
10. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดรุ่น JSM 5410LV (JEOL, Tokyo, Japan)
11. ไมโครมเตอร์ (ULTIMATE 500, NSK, Japan)
12. เครื่องคอมพิวเตอร์
13. หัวกรอคาร์ไบด์ความละเอียดปานกลาง (Edenta, Switzerland)
14. หัวกรอโลหะรูปทรงกระบอก (No. 558, Jota, Switzerland)
15. ขี้ผึ้งสีชมพู (Modeling wax, Dentsply, U.S.A)
16. ท่อทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 15 เซนติเมตร สูง 18 เซนติเมตร
17. ปูนปลาสเตอร์ (plaster of paris)
18. กระดาษแก้ว
19. แผ่นยึดสำหรับตัดฟัน
20. สารละลายอัลจินेट (alginate solution)
21. กระดาษทรายน้ำเบอร์ 400, 600, 800 และ 1200
22. เครื่องสำรวจความขนาน (dental visualizer, รุ่น JT-23, China)
23. ตัวจับยึดโลหะสำหรับตั้งชิ้นงาน

## การเก็บรวบรวมข้อมูล

### การเตรียมชิ้นตัวอย่าง

- นำซีฟันเทียมกรามล่างซี่แรก ที่ผลิตในครั้งเดียวกันจำนวนชนิดละ 60 ซี่ คือซีฟันเทียม major dent และ cosmo HXL มาขัดบริเวณฐานฟันเทียมให้เรียบด้วยเครื่องขัดผิว วัสดุ (polishing machine) ร่วมกับกระดาษทรายน้ำเบอร์ 400, 600, 800 และ 1200 ตามลำดับ พื้นผิวที่ได้ก่อนนำไปทดสอบต้องเรียบและไม่มีซีฟุ้งหลงเหลืออยู่ ตรวจสอบโดยใช้กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอสโคปกำลังขยาย 10 เท่า



ภาพที่ 15 แสดงซีฟันเทียมก่อนการขัดและหลังการขัดด้านซ้ายมือคือซีฟันผลิตภัณฑ์ เมเจอร์เดนที่ด้านขวามือคือซีฟันผลิตภัณฑ์คอสมอ

- นำฟันที่ขัดแล้วมายึดติดกับซีฟุ้งทำฐานสี่ชมพู โดยใช้ท่อทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 15 เซนติเมตร สูง 18 เซนติเมตรเป็นฐานสำหรับซีฟุ้ง แล้วทำแบบหล่อโดยเทปูนพลาสติกที่ผสมในอัตราส่วนผงต่อน้ำเท่ากับ 80:75 ลงในภาชนะหล่อแบบฟันส่วนล่าง (lower half of flask) จากนั้นนำซีฟันที่ยึดกับซีฟุ้งทำฐานสี่ชมพู มาตกลงบนปูนพลาสติกโดยให้ส่วนที่เป็นฟันอยู่ด้านบน ทิ้งไว้ 30 นาที เพื่อให้ปูนพลาสติกแข็งตัว (ภาพที่ 16)
- ทาสารแยกชั้น (สารละลายอัลจินेट) บนผิวพลาสติกให้ทั่ว จากนั้นนำภาชนะหล่อแบบฟันส่วนบน (upper half of flask) มาประกบกันแล้วเทปูนพลาสติกส่วนที่เหลือจนเต็ม ปิดฝาแล้วนำไปเข้าเครื่องอัดภาชนะหล่อแบบฟันชนิดไฮดรอลิกที่ความดัน 2000 kg เป็นเวลา 30 นาที จนปูนพลาสติกแข็งตัวจึงนำภาชนะหล่อแบบฟันไปต้มในน้ำเดือด 5 นาที เพื่อกำจัดซีฟุ้งออกจากภาชนะหล่อแบบ
- แยกส่วนบนและล่างของภาชนะหล่อแบบ และกำจัดซีฟุ้งที่หลงเหลืออยู่โดยล้างด้วยน้ำเดือดร่วมกับน้ำยาล้างจานชนิดโซเดียม (Sodium Alkylbenzene Sulphonate 14.88% , Sodium Lauryl Ethersulphate 2.12% ) ล้างให้สะอาดอีกครั้งด้วยน้ำเดือดจนไม่มีซีฟุ้งเหลือติดอยู่ที่ผิวปูน (ภาพที่ 17)



ภาพที่ 16 แสดงการยัดซีพินเทียมกับซีผึ้งและการนำชิ้นงานลงในแบบหล่อฟันส่วนล่าง



ภาพที่ 17 แสดงชิ้นงานภายหลังการไล่ซีผึ้งออกจากแบบหล่อฟัน

#### การเตรียมพื้นผิวซีพินเทียม

- นำภาชนะหล่อแบบที่มีซีพินเทียมติดอยู่มาทาสารละลายอัลจินเตบนผิวปูนพลาสติกให้ทั่ว สำหรับกลุ่มควบคุมให้นำไปอัดอะคริลิกฐานฟันเทียมชนิดบ่มด้วยความร้อนได้เลย สำหรับกลุ่มทดลองให้ทาสารละลายมอนอเมอร์และทาสารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตที่ความเข้มข้นต่างๆ ตามตารางที่ 5 โดยทาบริเวณพื้นผิวของฐานซีพินเทียมเป็นเวลา 15 วินาที แล้วจึงนำไปอัดอะคริลิกชนิดบ่ม

ด้วยความร้อนโดยหลังจากทำสารละลายแล้วให้อัดอะคริลิกให้เสร็จภายในเวลา 5 นาที

ตารางที่ 5 แสดงรายละเอียดของกลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มที่	ชนิดของซีฟันเทียม	สารเคมีที่ใช้	จำนวนซีฟัน
1 (control)	Major dent	-	10
2	Major dent	monomer (MMA)	10
3	Major dent	MF 25 MA 75	10
4	Major dent	MF 40 MA 60	10
5	Major dent	MF 55 MA 45	10
6	Major dent	MF 70 MA 30	10
7 (control)	Cosmo HXL	-	10
8	Cosmo HXL	monomer (MMA)	10
9	Cosmo HXL	MF 25 MA 75	10
10	Cosmo HXL	MF 40 MA 60	10
11	Cosmo HXL	MF 55 MA 45	10
12	Cosmo HXL	MF 70 MA 30	10

MF คือ methyl formate, MA คือ methyl acetate, MMA คือ methyl methacrylate



ภาพที่ 18 แสดงสารละลายเมทิลฟอร์มเมต (ซ้าย) และเมทิลอะซิเตต (ขวา)

### การอัดอะคริลิก

- ผสมส่วนผสมและส่วนเหลวตามอัตราส่วน 23.41 กรัมต่อ 10 มิลลิลิตร รอให้ถึงระยะโด (dough stage) จึงนำมาปั่นบนกระดาษแก้วที่แช่น้ำไว้ก่อนหน้านี้แล้ว กดอะคริลิกลงบนช่องว่างแทนที่ตำแหน่งของซีฟี่จนเต็ม จากนั้นนำส่วนผสมของภาชนะหล่อแบบมาประกอบแล้วนำไปเข้าเครื่องอัดภาชนะหล่อแบบพินชนิดไฮดรอลิกที่ความดัน 2000 kg ที่วิ่งไว้อย่างน้อย 1 ชั่วโมง



ภาพที่ 19 แสดงการอัดอะคริลิก

- นำภาชนะหล่อแบบพินออกจากเครื่องอัดไฮดรอลิกแล้วนำไปเข้าเครื่องบ่มอะคริลิกที่มีน้ำอุณหภูมิ 73.9 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 9 ชั่วโมง (ภาพที่ 20) หลังจากนั้นปล่อยให้ตั้งไว้จนอุณหภูมิของน้ำเท่ากับอุณหภูมิห้อง แล้วจึงนำออกมาทิ้งไว้ให้แห้ง



ภาพที่ 20 แสดงเครื่องอัดภาชนะหล่อแบบพินชนิดไฮดรอลิกและเครื่องบ่มอะคริลิก

- นำชิ้นตัวอย่างออกจากภาชนะหล่อแบบพินโดยใช้เครื่องกระแทกปูนและคีมตัดปูน นำชิ้นงานที่ได้มาขัดแต่งครีบบด้วยหัวกรอคาร์ไบด์ แล้วนำไปยึดกับแท่นยึดชิ้นงานเพื่อ

ตัดฟันตามแนวยาวของฟันให้ได้ความหนาของชิ้นตัวอย่างขนาด 2 มิลลิเมตร โดยใช้เครื่องตัดชิ้นงานที่ความเร็ว 450 รอบต่อนาทีแรงกด 400 นิวตัน ชิ้นงานที่ได้ต้องมีอะคริลิกเต็มพื้นที่และไม่มีฟองอากาศ จึงจะถือว่าชิ้นงานนั้นสมบูรณ์และนำไปใช้ได้



ภาพที่ 21 แสดงการนำชิ้นงานออกจากปูนโดยใช้คีมตัดปูน



ภาพที่ 22 แสดงชิ้นงานหลังการขัดแต่ง



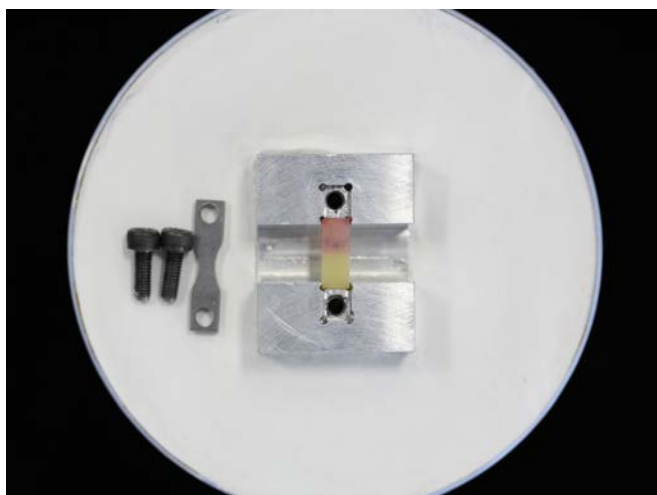
ภาพที่ 23 แสดงการตัดชิ้นงานด้วยเครื่อง Isomet 1000 ตามแนวยาวของฟัน

- นำชิ้นตัวอย่างที่ตัดได้ความหนา 2 มิลลิเมตร มาตัดให้เป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาด 4.5 x 11 มิลลิเมตรโดยวาดแบบด้วยดินสิดำแล้วกรอชิ้นงานด้วยหัวกรอคาร์ไบด์ ความละเอียดปานกลาง วัดขนาดของชิ้นงานโดยใช้เครื่องวัดเวอร์เนียคาลิเปอร์แบบ ดิจิตอล (Digimatic caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan)

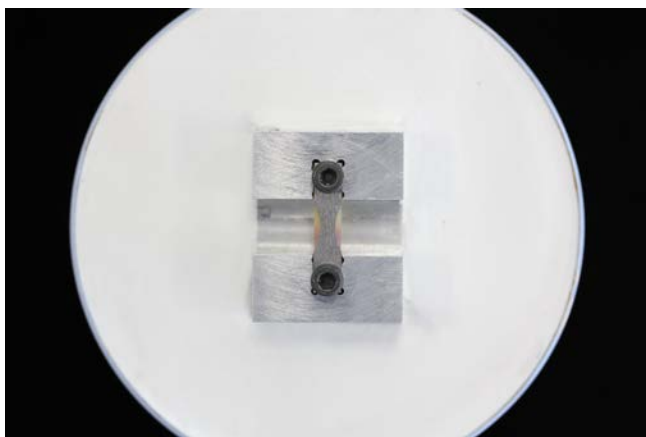


ภาพที่ 24 แสดงชิ้นงานหลังการตัดให้ได้ความหนา 2 มิลลิเมตร

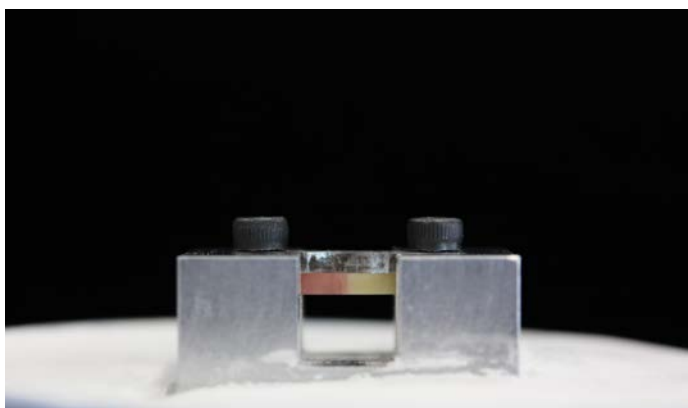
- จากนั้นนำชิ้นงานไปวางบนแท่นตัดเพื่อตัดให้เป็นรูปมินิคมเบลล์โดยใช้หัวกรอโลหะ ชนิดตรง ร่วมกับเครื่องสำรวจความขนาน สุดท้ายจะได้ชิ้นตัวอย่างรูปมินิคมเบลล์ที่มี ขนาดหน้าตัด 2.5 x 2 มิลลิเมตร แบ่งตามกลุ่มกลุ่มละ 10 ชิ้น นำชิ้นตัวอย่างที่ตัด เสร็จแล้วมาดูบริเวณรอยต่อด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอสโคปกำลังขยาย 15 เท่า รอยต่อของชิ้นงานต้องเชื่อมเป็นเนื้อเดียวกันไม่มีรอยแยกหรือรอยแตก



ภาพที่ 25 แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดก่อนการปิดด้วยฝาโลหะรูปมินิคมเบลล์



ภาพที่ 26 แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดหลังการปิดฝาโลหะรูปมินิดั้มเบลล์

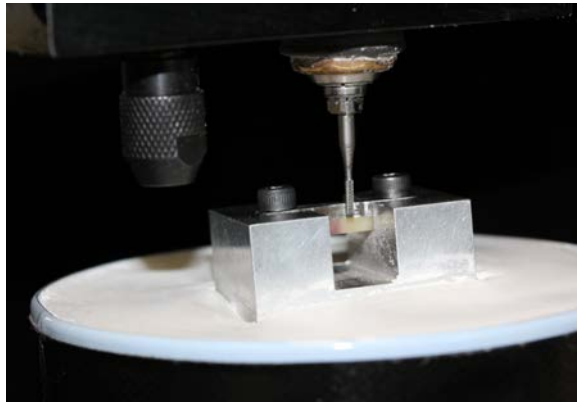


ภาพที่ 27 แสดงการวางชิ้นงานบนแท่นตัดหลังการปิดฝาโลหะรูปมินิดั้มเบลล์  
(ด้านข้าง)

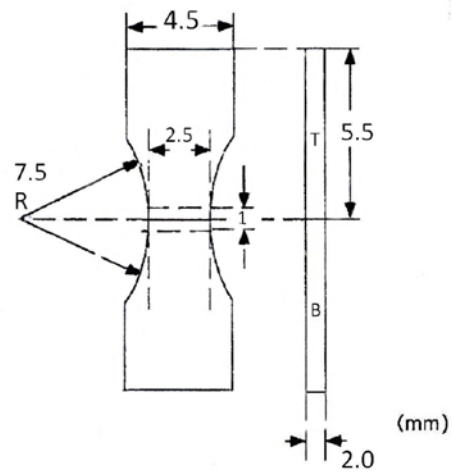


ภาพที่ 28 แสดงเครื่องสำรวจความขนานและไมโครเมตร





ภาพที่ 29 แสดงการตัดชิ้นงานด้วยหัวกรอโลหะชนิดตรง



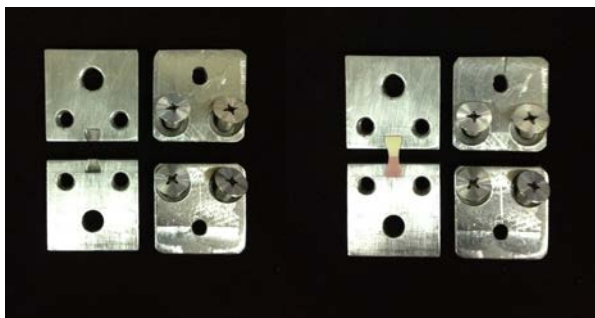
ภาพที่ 30 แสดงสัดส่วนต่างๆของชิ้นงานมินิแคมเบลล์

- นำชิ้นตัวอย่างทั้งหมด เข้าตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator, Contherm Scientific Ltd., New Zealand) ที่มีน้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมงแล้ว นำขึ้นมาทิ้งไว้ให้แห้ง

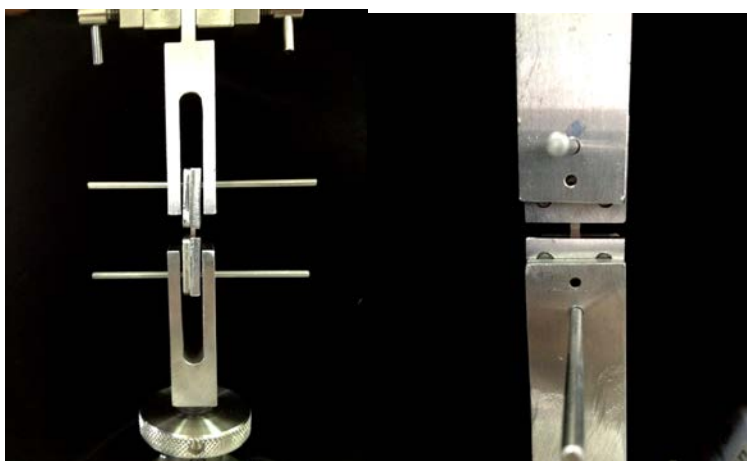


ภาพที่ 31 แสดงตู้ควบคุมอุณหภูมิ

- นำชิ้นตัวอย่างมายึดกับตัวจับยึดโลหะแล้ววัดพื้นที่ผิวบริเวณที่แตกหักโดยใช้เครื่องวัดเวอร์เนียคาลิปเปอร์แบบดิจิตอล ทำการทดสอบแรงดึงโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (EZ-S, Shimadzu, Kyoto, Japan) ในการทดสอบจะใช้ความเร็วหัวจับ 1 มิลลิเมตรต่อนาที จำกัดขนาดแรงให้อยู่ในช่วง 0-500 นิวตัน ดึงจนชิ้นงานหลุดจากกันบันทึกค่าแรงดึงสูงสุด



ภาพที่ 32 แสดงตัวจับยึดโลหะและขั้นตอนการยึดชิ้นงานเข้ากับตัวจับยึดโลหะ



ภาพที่ 33 แสดงการดึงชิ้นงาน



ภาพที่ 34 แสดงเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Shimadzu รุ่น EZ-S, Kyoto, Japan)

- คำนวณค่าความแข็งแรงดึงโดยใช้สูตร  
 ค่ากำลังแรงยึดแบบดึง (MPa) =  $\frac{\text{แรงดึงที่ทำให้ชิ้นงานหลุดจากกัน (นิวตัน)}}{\text{พื้นที่บริเวณแตกหัก (ตารางมิลลิเมตร)}}$
- นำชิ้นตัวอย่างที่ผ่านการทดสอบแล้วมาวิเคราะห์การแตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์  
 ชนิดสแตโรไอส์โคปกำลังขยาย 15 เท่า) โดยแยกเป็นการแตกหักแบบโคฮีซีฟ (cohesive) คือแตกในบริเวณของซีฟันเทียมหรือฐานฟันเทียม การแตกหักแบบผสมที่ส่วนใหญ่เป็นแอดฮีซีฟ (mixed primarily adhesive) คือชิ้นงานส่วนใหญ่แตกระหว่างรอยต่อของซีฟันเทียมกับฐานฟันเทียม และการแตกหักแบบผสมที่ส่วนใหญ่เป็นโคฮีซีฟ (mixed primarily cohesive) ซึ่งอาจเกิดได้ 2 แบบคือ 1. ชิ้นงานส่วนใหญ่มีการแตกหักในบริเวณของซีฟันเทียม 2. ชิ้นงานส่วนใหญ่มีการแตกหักในบริเวณของฐานฟันเทียม

### การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอสรุ่นที่ 17 (SPSS version 17.0, SPSS Inc, Chicago, Illinois)

1.สถิติเชิงพรรณนาแสดงข้อมูลค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของกำลังแรงยึดแบบดึงของซีฟันเทียมและฐานฟันเทียม

2.วิเคราะห์เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยกำลังแรงยึดแบบดึงของซีฟันเทียมและฐานฟันเทียมระหว่างกลุ่ม ทดสอบการกระจายตัวโดยใช้สถิติ one-sample kolmogorov-smirnov test และทดสอบความแปรปรวนโดยใช้ Levene's test หากประชากรมีการกระจายตัวแบบปกติและมี

ความแปรปรวนเท่ากัน ใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (two-way analysis of variance) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 แล้วใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way analysis of variance) post hoc Tukey ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ในการวิเคราะห์ภายในกลุ่มทดลอง กรณีที่ข้อมูลมีการกระจายแบบไม่ปกติ ใช้สถิติ Kruskal Wallis ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

3.วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างการแตกหักกับชนิดของพื้นที่ยมและสารละลายที่ใช้โดยใช้สถิติไคสแควร์ (chi-square) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

## บทที่ 4

### ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

#### ผลการวิเคราะห์

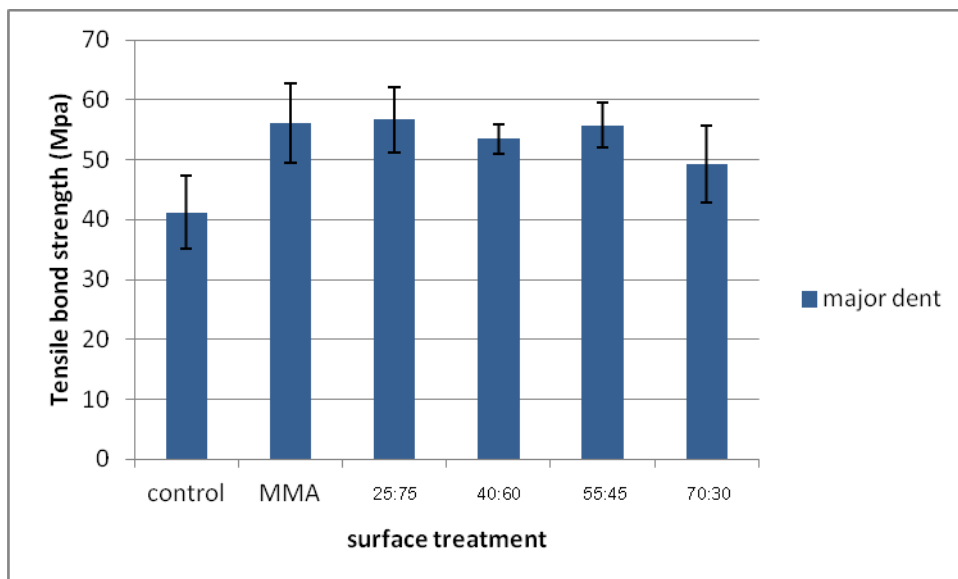
การศึกษาค้นคว้าครั้งนี้มีปัจจัยที่เกี่ยวข้องในการศึกษาอยู่ 2 ปัจจัยคือ ชนิดของซีฟันเทียมและสารเคมีที่ใช้ปรับสภาพผิวโดยแบ่งเป็นกลุ่มต่างๆแล้วทำการทดสอบและบันทึกค่ากำลังแรงยึดแบบดึงนำค่าที่ได้มาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ได้ดังตารางที่ 6 และภาพที่ 35-36

ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึงของกลุ่มตัวอย่าง

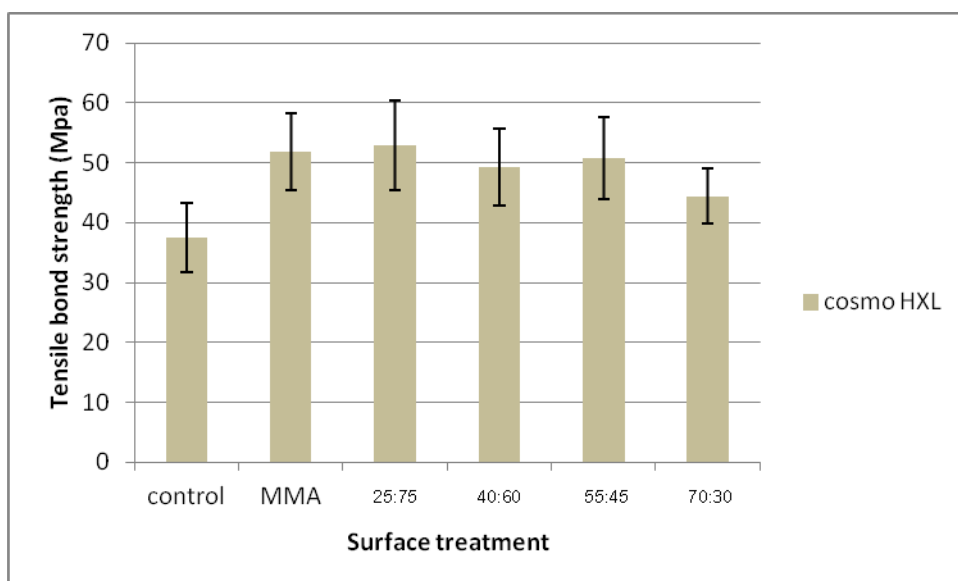
กลุ่มที่	ชนิดของซีฟันเทียม	สารเคมีที่ใช้	Tensile bond strength mean(MPa) $\pm$ SD
1 (control)	Major dent	-	41.18 $\pm$ 6.12
2	Major dent	monomer (MMA)	56.10 $\pm$ 6.69
3	Major dent	MF 25 MA 75	56.66 $\pm$ 5.49
4	Major dent	MF 40 MA 60	53.50 $\pm$ 2.43
5	Major dent	MF 55 MA 45	55.79 $\pm$ 3.79
6	Major dent	MF 70 MA 30	49.25 $\pm$ 6.48
7 (control)	Cosmo HXL	-	37.51 $\pm$ 5.84
8	Cosmo HXL	monomer (MMA)	51.78 $\pm$ 6.39
9	Cosmo HXL	MF 25 MA 75	52.96 $\pm$ 7.51
10	Cosmo HXL	MF 40 MA 60	49.30 $\pm$ 6.46
11	Cosmo HXL	MF 55 MA 45	50.68 $\pm$ 6.87
12	Cosmo HXL	MF 70 MA 30	44.39 $\pm$ 4.62

MF คือ methyl formate, MA คือ methyl acetate , MMA คือ methyl methacrylate

จากค่ากำลังแรงยึดแบบดึงที่ได้พบว่าในกลุ่มที่ได้รับการปรับสภาพผิวทางเคมีทุกกลุ่ม (กลุ่มที่ 2 ถึง 6 และ 8 ถึง 12) มีค่ากำลังแรงยึดแบบดึงเพิ่มขึ้นจากกลุ่มที่ไม่ได้รับการปรับสภาพผิวทางเคมี (กลุ่มที่ 1 และ 7) กลุ่มที่มีค่ากำลังแรงยึดแบบดึงมากที่สุดคือกลุ่มซีฟันเทียม



ภาพที่ 35 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึง หน่วยเป็นปาสคาลของกลุ่มตัวอย่างซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทร์



ภาพที่ 36 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ากำลังแรงยึดแบบดึง หน่วยเป็นเมกะปาสคาลของกลุ่มตัวอย่างซีฟันเทียมคอสมโอ

เมเจอร์เดนทร์ที่ปรับสภาพผิวโดยการทาสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วนร้อยละ 25 ต่อ 75 โดยปริมาตร (กลุ่มที่ 3) หากมองเฉพาะในกลุ่มซีฟันเทียมคอสมโอพบว่ากลุ่มที่มีค่ากำลังแรงยึดแบบดึงมากที่สุดคือกลุ่มที่ปรับสภาพผิวโดยทาสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วนร้อยละ 25 ต่อ 75 โดยปริมาตร (กลุ่มที่ 9) สำหรับ

กลุ่มที่มีกำลังแรงยึดแบบดิ่งน้อยที่สุดในทั้งหมดคือกลุ่มซีฟันเทียมคอสโมที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว (กลุ่มที่ 7) เมื่อทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วย one-sample kolmogorov-smirnov test (ตารางที่ 7) พบว่า ข้อมูลทุกกลุ่มมีการกระจายตัวแบบปกติ ( $p>0.05$ )

ตารางที่ 7 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วย one-sample kolmogorov-smirnov test

กลุ่ม	N	Asymp. Sig. (2-tailed)
1. Majordent control	10	0.853
2. Majordent MMA	10	0.931
3. Majordent MF 25 MA 75	10	0.559
4. Majordent MF 40 MA 60	10	0.964
5. Majordent MF 55 MA 45	10	0.457
6. Majordent MF 70 MA 30	10	0.591
7. Cosmo HXL control	10	1.000
8. Cosmo HXL MMA	10	0.991
9. Cosmo HXL MF 25 MA 75	10	0.993
10. Cosmo HXL 40 MA 60	10	0.731
11. Cosmo HXL 55 MA 45	10	0.999
12. Cosmo HXL 70 MA 30	10	1.000

MF คือ methyl formate, MA คือ methyl acetate , MMA คือ methyl methacrylate

จากนั้นทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (Equality of error variances) โดยใช้ Levene's test (ตารางที่ 8) พบว่าข้อมูลมีค่าความแปรปรวนของกำลังแรงยึดแบบดิ่งเท่ากันในแต่ละกลุ่ม ( $p>0.05$ )

ตารางที่ 8 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน

#### Test of Homogeneity of Variances

bondstrength

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.495	11	108	.144

จึงนำข้อมูลมาวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-way analysis of variance) (ตารางที่ 9)

ตารางที่ 9 แสดงการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางโดยปัจจัยที่ศึกษาคือชนิดของซี่ฟันเทียม (denture teeth) และการปรับสภาพผิวทางเคมี (surface treatment)

#### Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: bondstrength

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	4059.341 <sup>a</sup>	11	369.031	10.642	.000
Intercept	299104.859	1	299104.859	8625.129	.000
teeth	557.816	1	557.816	16.085	.000
surfaceTx	3492.963	5	698.593	20.145	.000
teeth * surfaceTx	8.561	5	1.712	.049	.998
Error	3745.257	108	34.678		
Total	306909.456	120			
Corrected Total	7804.597	119			

a. R Squared = .520 (Adjusted R Squared = .471)

จากข้อมูลสามารถอธิบายได้ว่า

1. ปัจจัยชนิดของซี่ฟันเทียม (denture teeth) คำนวณค่า F-test ได้ 16.085 มีค่านัยสำคัญที่ระดับ 0.000 ( $p < 0.05$ ) นั่นคือชนิดของซี่ฟันเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดิ่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

2. ปัจจัยสารเคมีที่ใช้ปรับสภาพผิว (surface treatment) คำนวณค่า F-test ได้ 20.145 มีค่านัยสำคัญที่ระดับ 0.000 ( $p < 0.05$ ) นั่นคือสารเคมีที่ใช้ปรับสภาพผิวมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดิ่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

3. ปฏิสัมพันธ์ระหว่างชนิดของซี่ฟันเทียม (denture teeth) และสารเคมีที่ใช้ปรับสภาพผิว (surface treatment) คำนวณค่า F-test ได้ 0.049 มีค่านัยสำคัญที่ระดับ 0.998 ( $p > 0.05$ ) นั่นคือชนิดของซี่ฟันเทียมและสารเคมีที่ใช้ปรับสภาพผิวไม่มีปฏิสัมพันธ์ต่อการส่งผลต่อกำลังแรงยึดแบบดิ่งที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95



จากนั้นวิเคราะห์หาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยแต่ละกลุ่ม เนื่องจากข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติและมีความแปรปรวนเท่ากันจึงเลือกใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way analysis of variance) (ตารางที่ 10)

ตารางที่ 10 แสดงการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว

#### ANOVA

bondstrength

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	4059.341	11	369.031	10.642	.000
Within Groups	3745.257	108	34.678		
Total	7804.597	119			

พบว่าได้ค่านัยสำคัญที่ระดับ 0.000 ( $p < 0.05$ ) แสดงว่ามีกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยต่างกันอย่างน้อย 1 คู่ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 จึงพิจารณาการเปรียบเทียบรายคู่ (post hoc comparison) โดยใช้การทดสอบ Tukey (ตารางที่ 11)

ตารางที่ 11 แสดงการเปรียบเทียบรายคู่ (post hoc comparison) โดยใช้การทดสอบ Tukey

**bondstrength**

Tukey HSD<sup>a</sup>

group	N	Subset for alpha = 0.05			
		1	2	3	4
cos control	10	37.508910			
maj control	10	41.184470	41.184470		
cos 70.30	10	44.393670	44.393670	44.393670	
maj 70.30	10		49.247750	49.247750	49.247750
cos 40.60	10		49.296730	49.296730	49.296730
cos 55.45	10			50.683180	50.683180
cos MMA	10			51.775940	51.775940
cos 25.75	10			52.957480	52.957480
maj 40.60	10				53.502590
maj 55.45	10				55.789710
maj MMA	10				56.102970
maj 25.75	10				56.660790
Sig.		.285	.101	.064	.189

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 10.000.

เมื่อนำข้อมูลจากตารางที่ 11 มาปรับเพื่อให้ดูการเปรียบเทียบในแต่ละกลุ่มได้สะดวกมากขึ้น โดยเปลี่ยนจากกลุ่ม 1, 2, 3, 4 ในตารางเป็น a, b, c, d กลุ่มที่มีตัวอักษรเหมือนกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ( $p > 0.05$ ) ได้ผลดังตารางที่ 12

ตารางที่ 12 แสดงการเปรียบเทียบกลุ่มซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท์และซีฟันเทียมคอสมอที่ทำการปรับสภาพผิวในกลุ่มต่างๆ โดยแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและตัวอักษรในการแบ่งกลุ่ม

	Major dent	Cosmo HXL
No treatment	41.18 ± 6.12 <sup>c,d</sup>	37.51 ± 5.84 <sup>d</sup>
MMA	56.10 ± 6.69 <sup>a</sup>	51.78 ± 6.39 <sup>a,b</sup>
MF 25:75 MA	56.66 ± 5.49 <sup>a</sup>	52.96 ± 7.51 <sup>a,b</sup>
MF 40:60 MA	53.50 ± 2.43 <sup>a</sup>	49.30 ± 6.46 <sup>a,b,c</sup>
M F55:45 MA	55.79 ± 3.79 <sup>a</sup>	50.68 ± 6.87 <sup>a,b</sup>
MF 70:30 MA	49.25 ± 6.48 <sup>a,b,c</sup>	44.39 ± 4.62 <sup>b,c,d</sup>

ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ( $p > 0.05$ ) ภายในกลุ่มที่มีตัวอักษรที่เป็นตัวกเหมือนกัน

จากตารางที่ 12 เมื่อมองเฉพาะตัวแปรชนิดของซีฟันเทียมโดยเทียบค่าระหว่างซีฟันเทียมเมเจอร์เดนท์กับซีฟันเทียมคอสมอในการปรับสภาพผิวแต่ละแบบพบว่าทุกคู่มิตัวอักษรเหมือนกันกล่าวคือไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ( $p > 0.05$ ) นั่นคือซีฟันเทียมทั้งสองชนิดมีแรงยึดไม่ต่างกัน

เมื่อมองเฉพาะตัวแปรการปรับสภาพผิว

- หากมองรวมซีฟันเทียมทั้งสองชนิดจะพบว่ากลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลเมทาคริลेट กลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 25 ต่อ 75 โดยปริมาตร และกลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 55 ต่อ 45 โดยปริมาตร มีค่าต่างจากกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว ส่วนกลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วย

สารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 40 ต่อ 60 โดยปริมาตรและกลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 70 ต่อ 30 โดยปริมาตรมีค่าไม่ต่างจากกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว

- หากมองแยกในซีฟันเทียมแต่ละชนิดจะพบว่าทั้งซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทและซีฟันเทียมคอสโมให้ผลเหมือนกันกล่าวคือ กลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลเมทาคริเลต กลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 25 ต่อ 75 โดยปริมาตร กลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 40 ต่อ 60 โดยปริมาตรและกลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 55 ต่อ 45 โดยปริมาตร มีค่าต่างจากกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว ส่วนกลุ่มซีฟันเทียมที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายที่มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตร้อยละ 70 ต่อ 30 โดยปริมาตรมีค่าไม่ต่างจากกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว

เมื่อพิจารณาค่าของกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างกลุ่มที่ทาเมทิลเมทาคริเลตและกลุ่มที่ทาสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตต พบว่าค่าที่ได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

#### การศึกษาการแตกหักของชิ้นงาน

นำชิ้นตัวอย่างที่ผ่านการทดสอบแล้วมาวิเคราะห์การแตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอสโคปกำลังขยาย 15 เท่า สามารถแยกเป็นการแตกหักชนิดต่างๆ ตามตารางที่ 13

เมื่อวิเคราะห์การแตกหักของชิ้นงานพบว่าการแตกหักในกลุ่มควบคุม (กลุ่มที่ 1 และ 7) มีการแตกหักทั้งหมดเป็นแบบ mixed primarily adhesive ดังตัวอย่างในภาพที่ 37 ส่วนการแตกหักในกลุ่มที่เหลือที่มีการปรับสภาพผิวทางเคมีจะมีการแตกหักลักษณะนี้ลดลง การแตกหักในกลุ่มที่มีการปรับสภาพผิวทางเคมีจะพบการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive เป็นส่วนใหญ่และส่วนที่เหลือจะเป็นการแตกหักแบบ mixed primarily cohesive in denture base (ภาพที่ 38) และการแตกหักแบบโคฮีซีฟในฐานฟันเทียม (ภาพที่ 39) โดยจะไม่พบการแตกหักแบบโคฮีซีฟในซีฟันเทียม

ตารางที่ 13 แสดงจำนวนของการแตกหักแต่ละชนิด

		mode of failure			Total
		mixed primarily adhesive	cohesive in denture base	mixed primarily cohesive in denture base	
group	maj control	10	0	0	10
	maj MMA	9	1	0	10
	maj 25.75	8	1	1	10
	maj 40.60	7	2	1	10
	maj 55.45	8	1	1	10
	maj 70.30	9	0	1	10
	cos control	10	0	0	10
	cos MMA	9	1	0	10
	cos 25.75	9	0	1	10
	cos 40.60	6	1	3	10
	cos 55.45	8	0	2	10
	cos 70.30	6	1	3	10
Total		99	8	13	120

เมื่อทำการทดสอบทางสถิติโดยใช้ไคสแควร์หาความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของซี่ฟันเทียมกับการแตกหัก พบว่าไม่มีความสัมพันธ์กันระหว่างชนิดของซี่ฟันเทียมและการแตกหัก ( $p>0.05$ ) ดังตารางที่ 14

ตารางที่ 14 แสดงการทดสอบไคสแควร์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของซีพีเอ็นเทียมและการแตกหัก

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)	Point Probability
Pearson Chi-Square	2.514 <sup>a</sup>	2	.285	.306		
Likelihood Ratio	2.570	2	.277	.306		
Fisher's Exact Test	2.460			.306		
Linear-by-Linear Association	1.572 <sup>b</sup>	1	.210	.249	.125	.035
N of Valid Cases	120					

a. 2 cells (33.3%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 4.00.

b. The standardized statistic is 1.254.

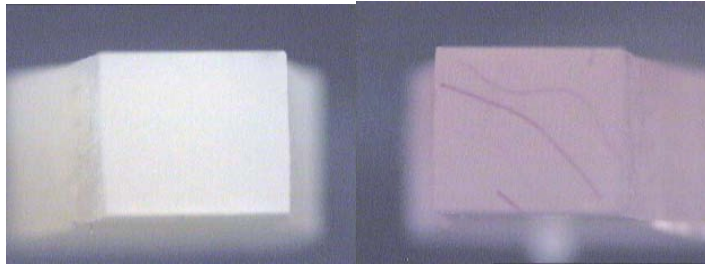
เมื่อทำการทดสอบทางสถิติโดยใช้ไคสแควร์หาความสัมพันธ์ระหว่างการปรับสภาพผิวทางเคมีกับการแตกหัก พบว่าไม่มีความสัมพันธ์กันระหว่างการปรับสภาพผิวทางเคมีและการแตกหัก ( $p > 0.05$ ) ดังตารางที่ 15

ตารางที่ 15 แสดงการทดสอบไคสแควร์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างการปรับสภาพผิวทางเคมีและการแตกหัก

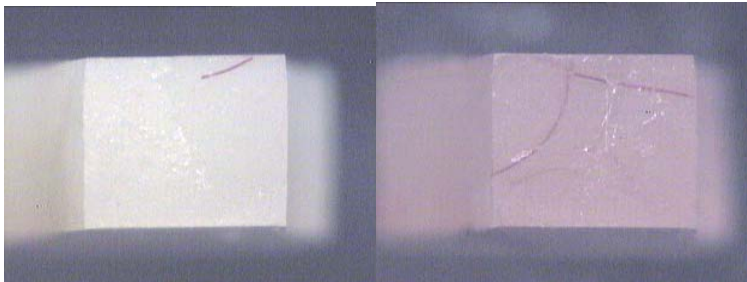
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)	Point Probability
Pearson Chi-Square	13.557 <sup>a</sup>	10	.194	.186		
Likelihood Ratio	18.003	10	.055	.105		
Fisher's Exact Test	13.248			.109		
Linear-by-Linear Association	7.503 <sup>b</sup>	1	.006	.006	.003	.000
N of Valid Cases	120					

a. 12 cells (66.7%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 1.33.

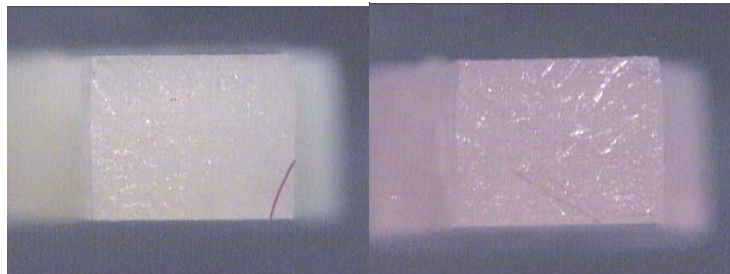
b. The standardized statistic is 2.739.



ภาพที่ 37 แสดงลักษณะการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive



ภาพที่ 38 แสดงลักษณะการแตกหักแบบ mixed primarily cohesive in denture base

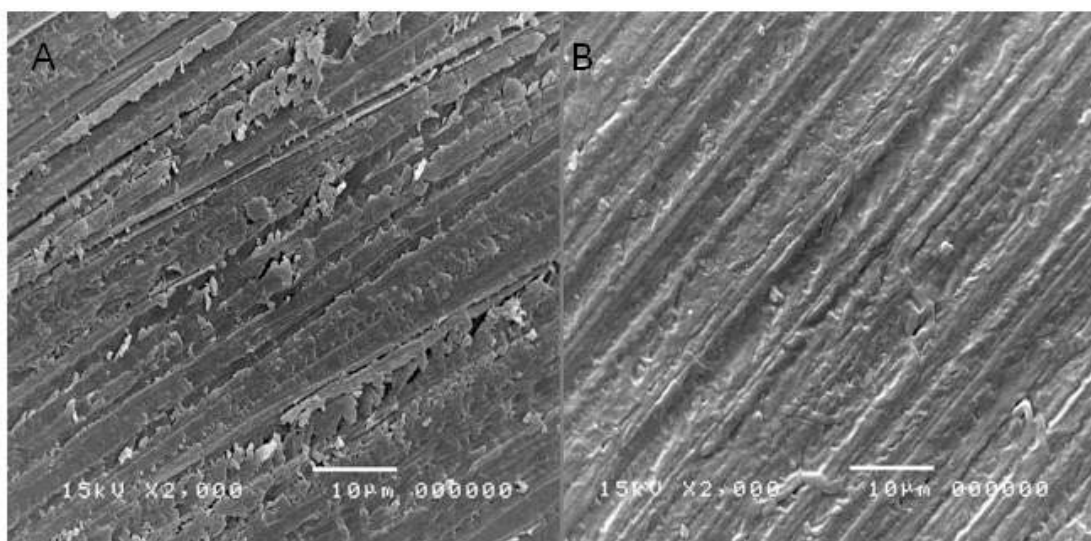


ภาพที่ 39 แสดงลักษณะการแตกหักแบบโคฮีซีฟในฐานฟันเทียม

## การศึกษาภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดก่อนและหลังการปรับสภาพผิวที่พื้นเทียม

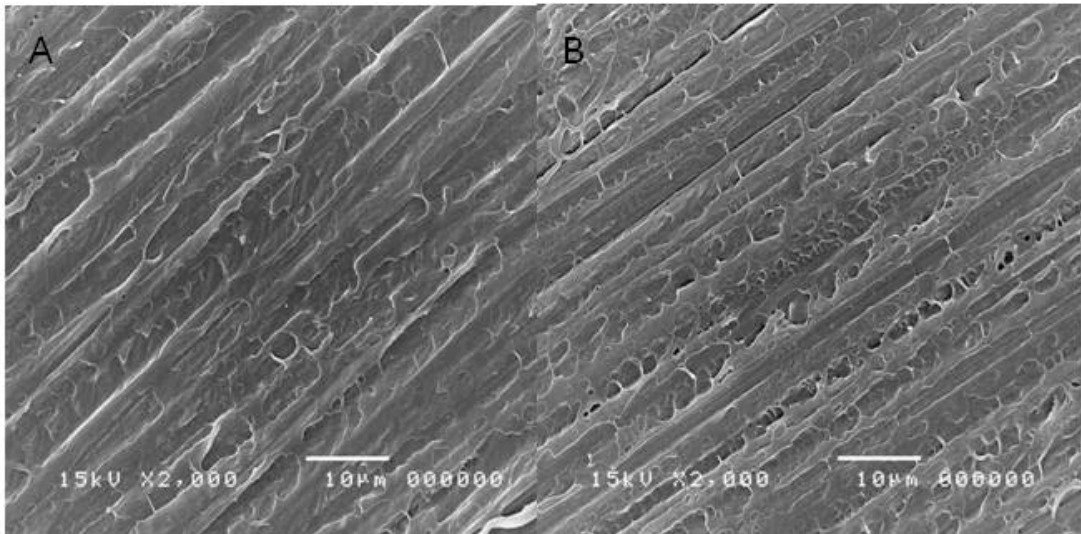
ศึกษาโดยการนำซีพินเทียมทั้งสองชนิดที่ขัดส่วนฐานด้วยกระดาษทรายน้ำเบอร์ 400, 600, 800 และ 1200 ตามลำดับมาทำการศึกษาลักษณะทางกายภาพก่อนและหลังการปรับสภาพผิวทางเคมีเป็นเวลา 15 วินาที ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดรุ่น JSM 5410LV (JEOL, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 2,000 เท่า 15 kV โดยแบ่งเป็น 12 กลุ่มตามการทดลองได้ผลดังภาพที่ 40-45

จากภาพถ่ายของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด พบว่าในกลุ่มควบคุม ทั้งซีพินเทียมเมเจอร์เดนท์และคอสโมพื้นผิวพื้นมีลักษณะขรุขระเป็นเนื้อเดียวกันทั้งหมด (ภาพที่ 40A และ 43A) ในกลุ่มที่มีการปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลตพื้นผิวพื้นจะมีลักษณะของการละลายและกลืนเป็นเนื้อเดียวกัน (ภาพที่ 40B และ 43B) สำหรับในกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตที่ความเข้มข้นต่างๆ จะทำให้พื้นผิวพื้นมีลักษณะของการเกิดรูขนาดต่างๆ โดยในพื้นเมเจอร์เดนท์พบว่าสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วน 70 ต่อ 30 (ภาพที่ 42B) มีรูที่ค่อนข้างตื้นและน้อยกว่าอัตราส่วนอื่นๆ สำหรับพื้นคอสโมรูที่เกิดขึ้นในแต่ละอัตราส่วนของสารละลายมีลักษณะไม่ต่างกันมากนัก (ภาพที่ 44-45)

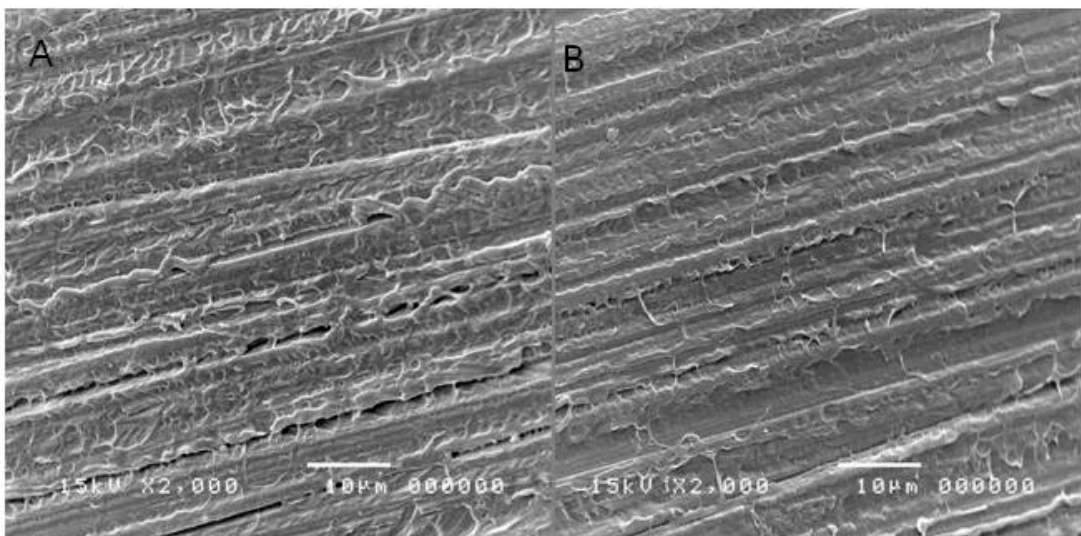


ภาพที่ 40 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดก่อนและหลังการปรับสภาพผิวซีพินเทียมเมเจอร์เดนท์ A) ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว B) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต

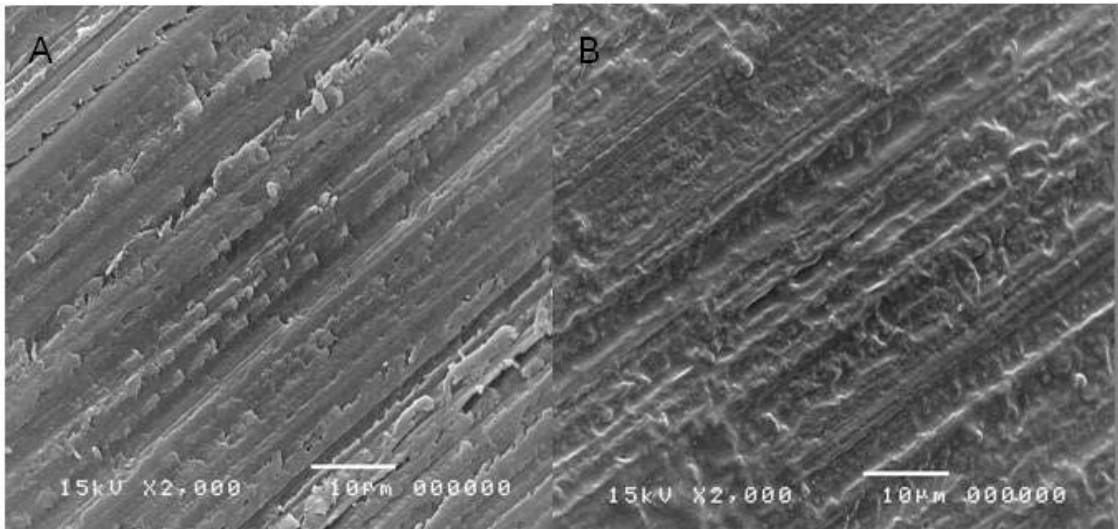




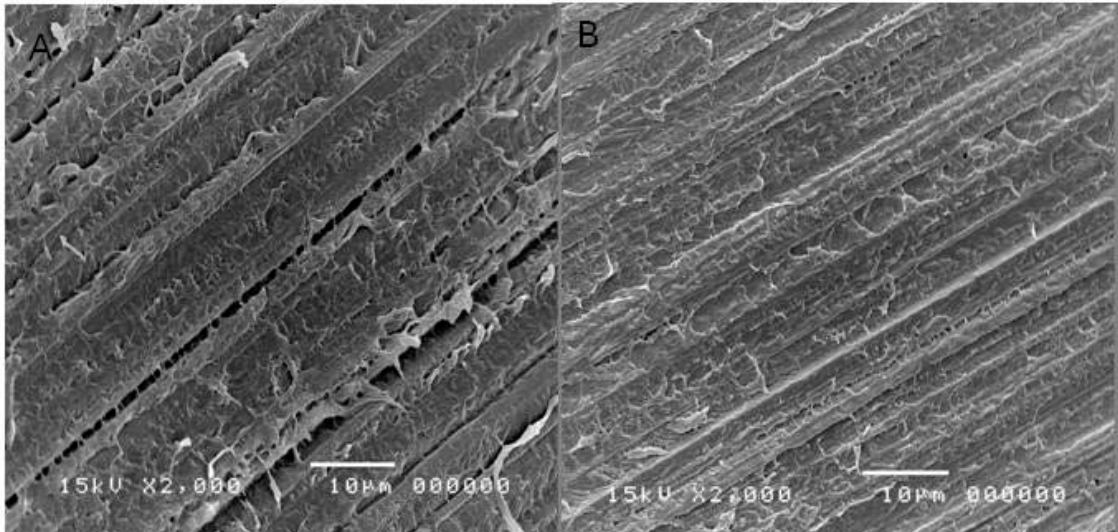
ภาพที่ 41 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังจากการปรับสภาพผิวซีพีเอ็นเทียมเมเจอร์เดนท์ A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์มโตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 B) เมทิลฟอร์มโตร้อยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 60



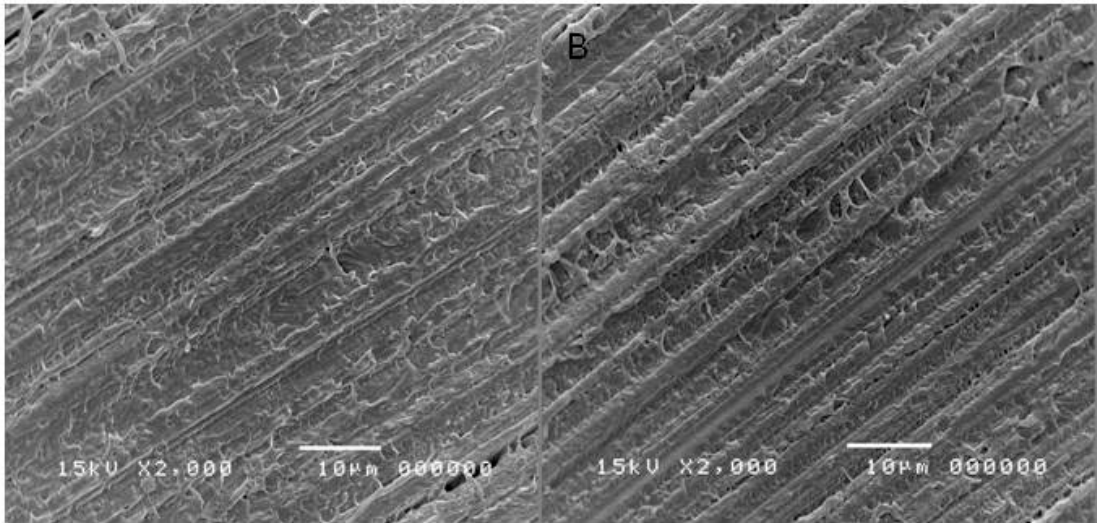
ภาพที่ 42 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังจากการปรับสภาพผิวซีพีเอ็นเทียมเมเจอร์เดนท์ A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์มโตร้อยละ 55 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 45 B) เมทิลฟอร์มโตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30



ภาพที่ 43 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดก่อนและหลังการปรับสภาพผิวซีฟีนเทียมคอสโม A) ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว B) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต



ภาพที่ 44 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการปรับสภาพผิวซีฟีนเทียมคอสโม A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 B) เมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 60

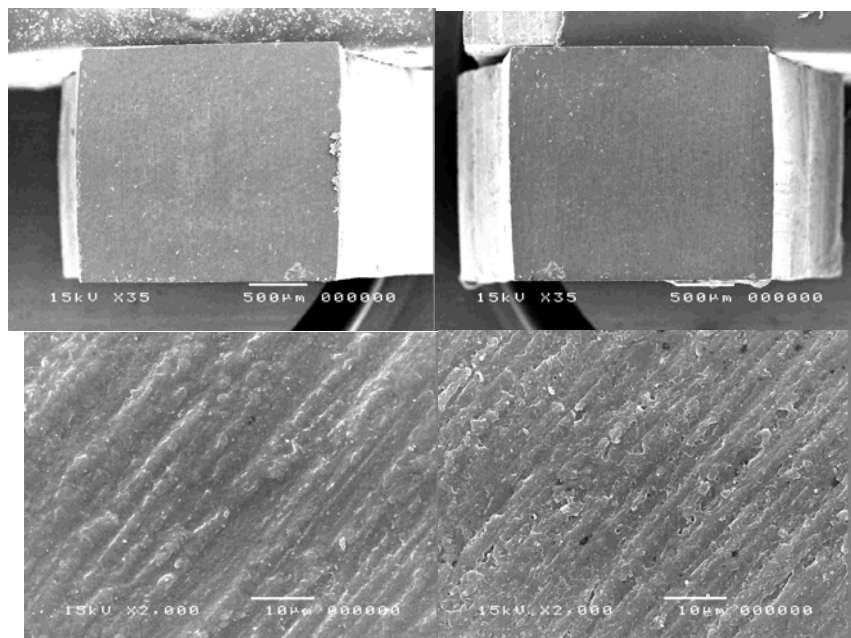


ภาพที่ 45 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังจากการปรับสภาพผิวซีพีเอ็มทีเอ็มคอสโม A) ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 55 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 45 B) เมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30

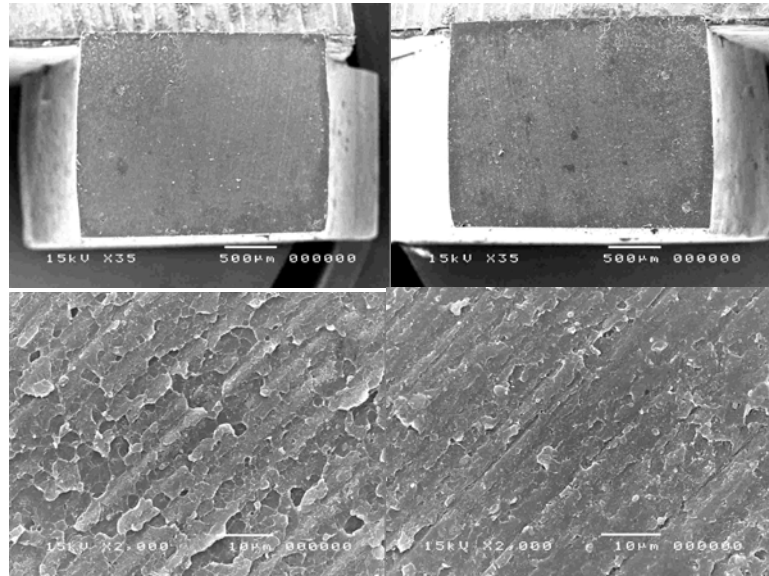
การศึกษาภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดหลังการแตกหักของชิ้นงาน

ภายหลังการแตกหักของชิ้นงาน นำชิ้นงานบางส่วนมาศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดรุ่น JSM 5410LV (JEOL, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 35 และ 2,000 เท่า 15 kV ได้ผลดังภาพที่ 46-53

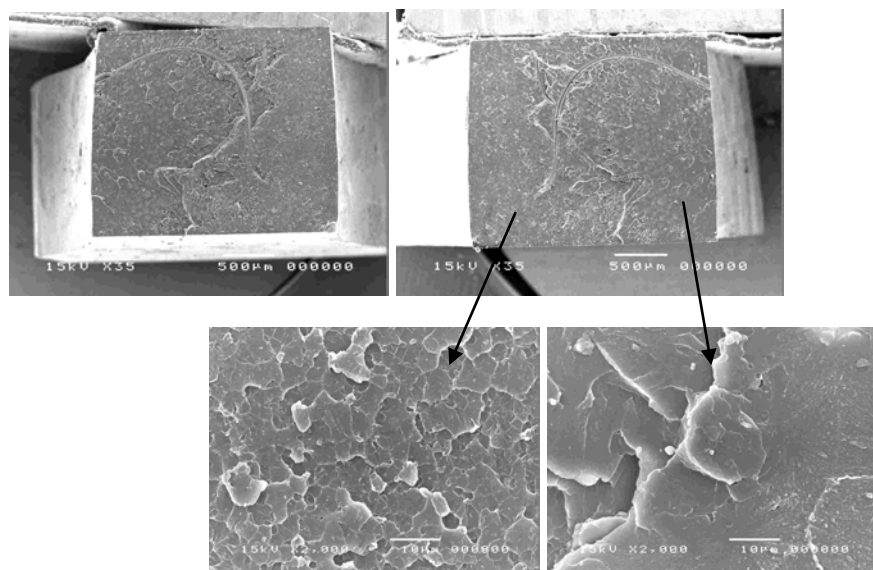
จากภาพถ่ายสามารถอธิบายได้ว่าภายหลังจากการอัดอะคริลิกและนำชิ้นงานมาดึงให้แตกหักพบว่า ในกลุ่มควบคุมจะเกิดลักษณะที่เป็นรูและมีชิ้นส่วนเล็กๆ ของฐานพื้นเทียมกระจายอยู่ทั่วไปบนผิวของชิ้นส่วนซีฟีนเทียมซึ่งเป็นลักษณะของ secondary IPN ที่เกิดขึ้น ลักษณะที่ได้ใกล้เคียงกับกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต แต่ในชิ้นส่วนที่เป็นฐานพื้นเทียมของกลุ่มเมทิลเมทาคริเลตจะเกิดผิวที่เป็นรู และมีมิติต่างจากกลุ่มควบคุมที่เป็นผิวกลื่นๆ ไม่มีลักษณะของรู สำหรับกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายผสมของเมทิลฟอร์มเมตและเมทิลอะซิเตต จะพบลักษณะของชิ้นส่วนฐานพื้นเทียมที่ติดมาในผิวของซีฟีนเทียมค่อนข้างใหญ่กว่า และเกิดช่องหรือรูที่ลึกมีมิติมากกว่ากลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลตและกลุ่มควบคุม



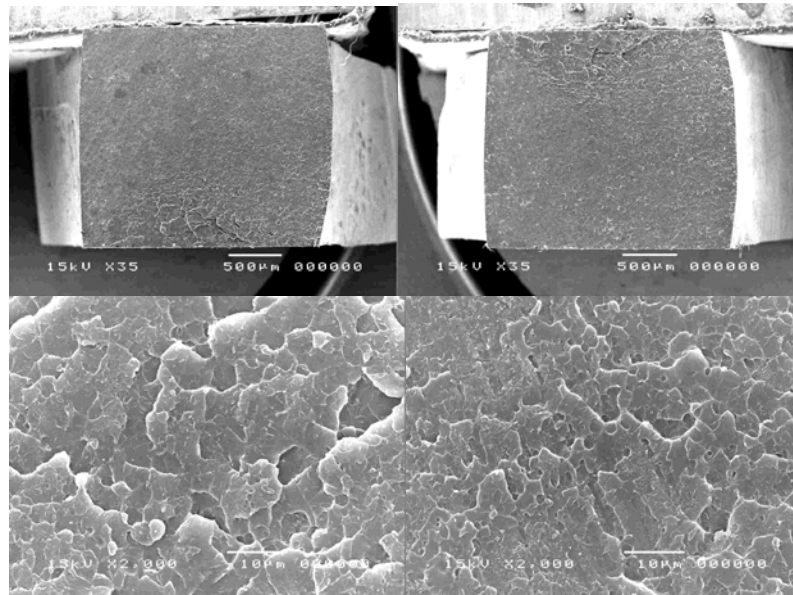
ภาพที่ 46 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟีนเทียมเมเจอร์เดนทีกกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิว ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝั่งฐานพื้นเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝั่งซีฟีนเทียม



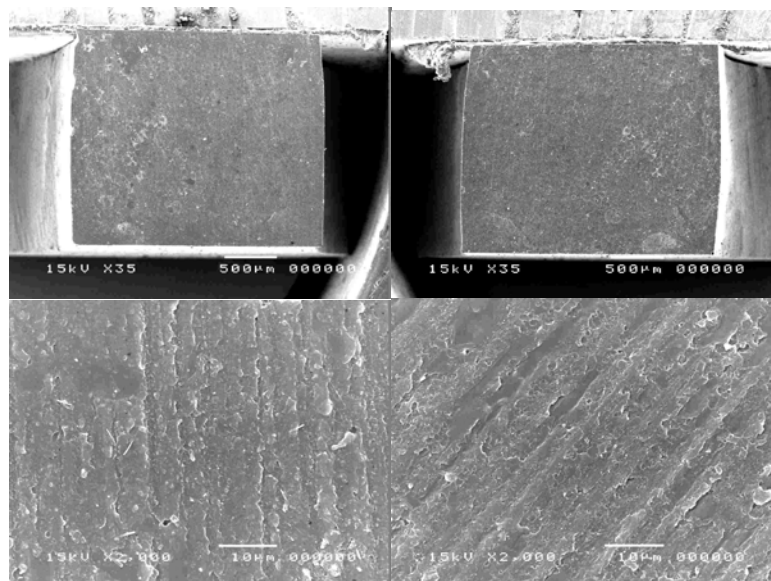
ภาพที่ 47 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ภายหลังจากแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝั่งฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝั่งซีฟันเทียม



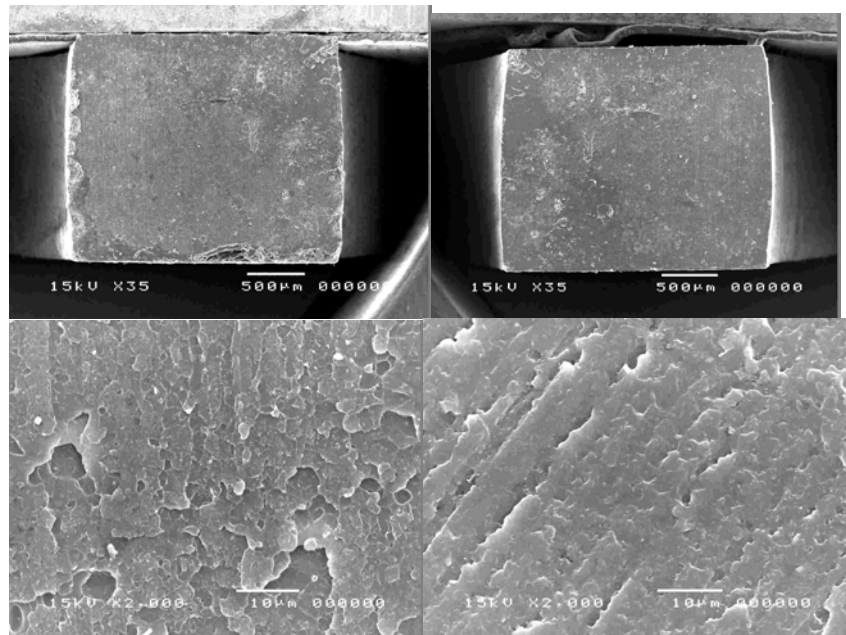
ภาพที่ 48 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังจากแตกหักแบบ mixed primarily cohesive in denture base ของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 ด้านซ้ายบนคือชิ้นงานฝั่งฐานฟันเทียม ด้านขวาบนคือชิ้นงานฝั่งซีฟันเทียม ภาพด้านล่างคือภาพขยายของตำแหน่งที่ถูกศรชี้ออกมา ด้านล่างซ้ายจะเป็นส่วนของรอยต่อด้านล่างขวาจะเป็นส่วนของฐานฟันเทียม



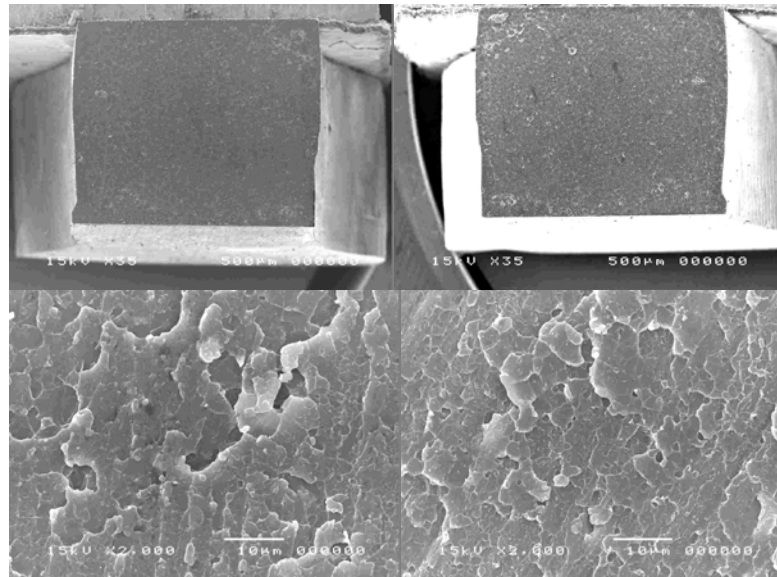
ภาพที่ 49 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตร้อยละ 40 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 60 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม



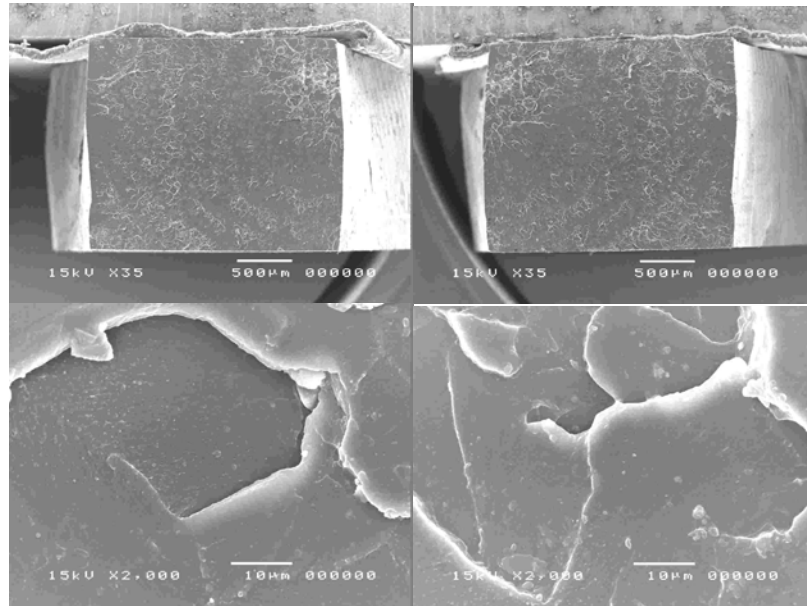
ภาพที่ 50 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมคอสโมที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิวด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม



ภาพที่ 51 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบ mixed primarily adhesive ของซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยเมทิลเมทาคริเลต ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม



ภาพที่ 52 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังการแตกหักแบบแอดฮีซีฟของซีฟันเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 25 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 75 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝังฐานฟันเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝังซีฟันเทียม



ภาพที่ 53 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดภายหลังจากแตกหักแบบโคฮีซีฟในฐานพื้นเทียมของซีพินเทียมคอสโมที่ทำการปรับสภาพผิวด้วยสารละลายเมทิลฟอร์มเมตร้อยละ 70 เมทิลอะซิเตตร้อยละ 30 ด้านซ้ายคือชิ้นงานฝั่งฐานพื้นเทียม ด้านขวาคือชิ้นงานฝั่งซีพินเทียม



## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

#### อภิปรายผลการวิจัย

จากการทำวรรณกรรมปริทัศน์พบว่า กระบวนการทดสอบกำลังแรงยึดระหว่างซีพินเทียมและฐานพินเทียมมีความหลากหลายอยู่มากทั้งในแง่ของวัสดุและวิธีการทดสอบ ซึ่งยังไม่มีวิธีใดที่ถือเป็นมาตรฐานสำหรับการทดสอบที่จะใช้เป็นวิธีสากลเพื่อที่จะได้เปรียบเทียบค่าในแต่ ละการศึกษา<sup>(54)</sup> สำหรับการศึกษาค้างนี้เลือกที่จะใช้การทดสอบแรงดึงเนื่องจากเป็นวิธีที่สามารถบอกถึงแรงยึดบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุสองชนิดได้จริงซึ่งสอดคล้องกับการทดสอบตาม ข้อกำหนดของ ADA No.15 ที่ทำชิ้นงานเป็นรูปทรงกระบอกแล้วนำไปทดสอบแรงดึง อย่างไรก็ตาม การทดสอบของ ADA No.15 มีข้อเสียคือไม่มีการกำหนดพื้นที่ผิวในการยึดติดทำให้ไม่สามารถเทียบแรงยึดระหว่างซีพินเทียมต่างผลิตภัณฑ์ได้อีกทั้งยังมีการเตรียมชิ้นงานที่ค่อนข้าง ลำบากจึงไม่ได้ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ สำหรับการทดสอบตาม ISO 22112:2005<sup>(59)</sup> จะเป็นการทดสอบโดยใช้ซีพินเทียม 6 ซี่มายึดกับอะคริลิกฐานพินเทียมบนแบบโลหะหล่อแล้วนำไปดึง โดยการทดสอบนี้จะดูแค่การแตกหักว่าต้องเป็นการแตกหักแบบโคฮีซีฟ 5 ใน 6 ซี่ถึงจะผ่านเกณฑ์ ซึ่งไม่ได้มีการกำหนดค่าของแรงที่ใช้ดังนั้นจึงไม่ได้นำวิธีนี้มาใช้ในการศึกษา สำหรับการทดสอบ แรงกดหรือแรงเฉือนที่ทำมุมกับพิน<sup>(8,15,50)</sup> เป็นวิธีที่ใกล้เคียงกับแรงที่เกิดขึ้นจริงในช่องปากบริเวณ พื่นหน้าแต่จากการศึกษาทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของ Bona และ Noort พบว่าเมื่อออกแบบการ ทดลองโดยให้มีแรงกระทำแบบเฉือนแรงที่เกิดขึ้นจะเกิดในชิ้นตัวอย่างส่วนฐานมากกว่าบริเวณ รอยต่อทำให้โอกาสที่ชิ้นงานจะแตกหักในส่วนฐานมีมากกว่าบริเวณรอยต่อ<sup>(60)</sup> ดังนั้นจึงไม่ได้นำวิธี นี้มาใช้ในการหาแรงยึดบริเวณรอยต่อระหว่างซีพินเทียมและฐานพินเทียม

สำหรับการเตรียมชิ้นงานรูปมินิคมเบลล์ตามแบบของ Nakabayashi<sup>(58)</sup> เป็นวิธีที่ ที่พัฒนามาสำหรับการทดสอบ microtensile โดยทำชิ้นงานให้มีขนาดเล็กเพื่อลดจุดบกพร่องของ ชิ้นงาน และทำชิ้นงานให้มีลักษณะเป็นรอยคอดที่แคบที่สุดบริเวณรอยต่อเพื่อให้แรงมาสะสม บริเวณนี้ทำให้ค่าที่วัดได้เป็นกำลังแรงยึดแบบดึงที่บริเวณรอยต่ออย่างแท้จริง โดยในการศึกษา ครั้งนี้จะใช้สัดส่วนเดียวกับของ Nakabayashi แต่ย่อขนาดลงมาเนื่องจากข้อจำกัดในเรื่องขนาด ของซีพินเทียม

จากผลการศึกษาพบว่าค่ากำลังแรงยึดแบบดึงของกลุ่มที่ทำการปรับสภาพผิว ทางเคมีมีค่าเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับสภาพผิวทั้งใน

กลุ่มของฟันเมเจอร์เดนทและคอสโม (ยกเว้นกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วนร้อยละ 70 ต่อ 30 โดยปริมาตร) ซึ่งสามารถอธิบายโดยกระบวนการบวมตัว<sup>(42)</sup> และการละลายของซีฟันเทียมหลังจากทาด้วยสารเมทิลเมทาคริเลตหรือสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตต โดยซีฟันเทียมที่บวมตัวขึ้นจะทำให้มอนอเมอร์ที่อยู่ในอะคริลิกฐานฟันเทียมสามารถซึมผ่านเข้าไปได้ง่ายขึ้น ทำให้เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ข้ามรอยต่อมาได้มากขึ้นเกิดเป็น interwoven polymer network ที่มีโครงสร้างแข็งแรงมากขึ้น ซึ่งความแข็งแรงของกำลังแรงยึดจะขึ้นกับระดับของการซึมผ่านของตัวทำละลายและความแข็งแรงของสายโซ่พอลิเมอร์ที่พันกัน<sup>(16)</sup> โดยระดับการซึมผ่านของตัวทำละลายจะขึ้นกับเวลา อุณหภูมิ ชนิดของตัวทำละลาย โครงสร้างของพอลิเมอร์และอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้ว<sup>(61)</sup>

สำหรับค่ากำลังแรงยึดระหว่างกลุ่มควบคุมและกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วนร้อยละ 70 ต่อ 30 โดยปริมาตรทั้งในซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทและซีฟันเทียมคอสโมนั้นพบว่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญสามารถอธิบายได้ว่าเกิดจากการที่สารละลายนี้มีอัตราส่วนของเมทิลฟอร์เมตมากทำให้เกิดการระเหยได้เร็วกว่าทำให้เวลาที่สารละลายจะไปสัมผัสกับผิวของซีฟันเทียมและทำให้เกิดการบวมตัวนั้นมีน้อยกว่า นอกจากนี้ค่าตัวแปรการละลายของเมทิลฟอร์เมตต่างจากพอลิเมทิลเมทาคริเลตมากกว่า เมทิลอะซิเตตจึงทำให้เกิดการละลายได้น้อยกว่าอัตราส่วนอื่นที่มีเมทิลฟอร์เมตน้อยลง

เมื่อพิจารณาค่าของกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างกลุ่มที่ทาเมทิลเมทาคริเลตและกลุ่มที่ทาสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตต พบว่าค่าที่ได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แม้ว่าภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดจะพบว่ากลุ่มที่ทาด้วยสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตทำให้เกิดรูเล็กๆ โดยทั่วไปซึ่งน่าจะทำให้เพิ่มในส่วนของ micromechanical retention ส่วนการทาด้วยเมทิลเมทาคริเลตนั้นผิวของซีฟันเทียมจะเกิดลักษณะที่เรียบกลื่นเป็นคลื่นซึ่งไม่น่าจะเกิด micromechanical retention อย่างไรก็ตามผลที่ออกมาอาจอธิบายได้ว่าความเข้มข้นที่ใช้ในกระบวนการบ่มนั้นมีค่าสูงมากพอจนทำให้สามารถเกิดการยึดติดได้ดีใกล้เคียงกัน

ทฤษฎีการอ่อนตัว (softening theory) กล่าวว่าของเหลวสามารถทำให้ของแข็งที่เป็นพอลิเมอร์อ่อนตัวได้เมื่อของทั้งสองชนิดมีค่าพารามิเตอร์การละลาย (solubility parameter) และมีขั้ว (polarities) ใกล้เคียงกัน<sup>(22)</sup> พอลิเมทิลเมทาคริเลตมีค่าพารามิเตอร์การละลาย 18.27 MPa<sup>1/2</sup> ขณะที่เมทิลเมทาคริเลตมีค่าอยู่ที่ 18 MPa<sup>1/2</sup> เมทิลอะซิเตตมีค่าอยู่ที่ 19.6 MPa<sup>1/2</sup>

เมทิลฟอร์เมตมีค่าอยู่ที่  $20.9 \text{ MPa}^{1/2}$  ซึ่งจะพบว่าตัวทำละลายทั้ง 3 ชนิดนี้มีค่าพารามิเตอร์การละลายใกล้เคียงกับพอลิเมทิลเมทาคริเลตจึงเหมาะสมที่จะนำมาใช้งาน<sup>(62)</sup>

หากมองในแง่ของน้ำหนักโมเลกุล เมทิลฟอร์เมตมีน้ำหนักโมเลกุล 60.05 เมทิลอะซิเตตมีน้ำหนักโมเลกุล 74.08 ซึ่งมีโมเลกุลที่เล็กกว่าเมทิลเมทาคริเลต (100.12) ทำให้สามารถแพร่ซึมเข้าไปแทรกระหว่างสายโซ่ของพอลิเมทิลเมทาคริเลตได้ดีกว่า นอกจากนี้ Evchuk และคณะ<sup>(63)</sup> กล่าวว่ายิ่งตัวทำละลายมีน้ำหนักโมเลกุลมาก ก็จะทำให้ความสามารถในการละลายพอลิเมทิลเมทาคริเลตลดลง

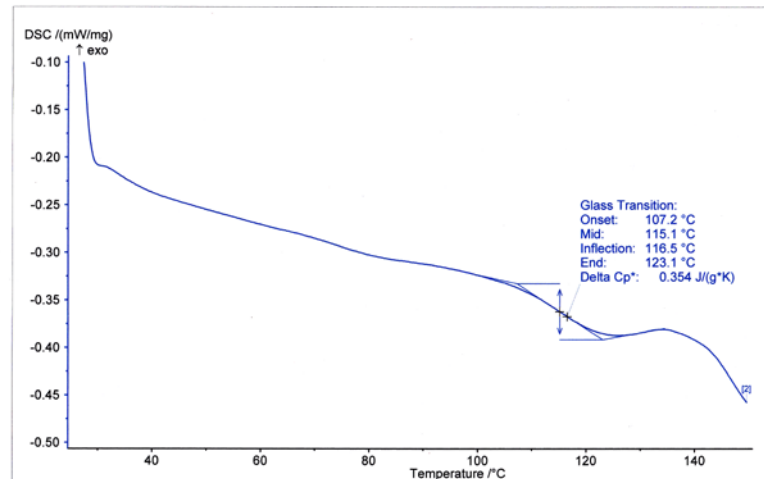
เมื่อพิจารณาความเป็นพิษของสารตาม American conference of governmental Industrial Hygienist พบว่าค่า airborne exposure limits ในเวลา 8 ชั่วโมงของเมทิลเมทาคริเลตมีค่า 50 ppm<sup>(64)</sup> เมทิลฟอร์เมตมีค่า 100 ppm<sup>(65)</sup> เมทิลอะซิเตตมีค่า 200 ppm<sup>(66)</sup> ซึ่งแสดงว่าค่าความเป็นพิษของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตนั้นต่ำกว่าเมทิลเมทาคริเลต ดังนั้นจากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตเป็นตัวทำละลายที่ดีสำหรับพอลิเมทิลเมทาคริเลตและน่าจะนำมาใช้แทนเมทิลเมทาคริเลตได้

กำลังแรงยึดแบบดึงของกลุ่มซีพีนเทียมคอสโมน้อยกว่ากลุ่มซีพีนเทียมเมเจอร์เดนท์ สามารถอธิบายได้โดยอาศัยโครงสร้างของพอลิเมอร์ สำหรับกลุ่มซีพีนเทียมเมเจอร์เดนท์นั้น ส่วนประกอบหลักจะเป็นพอลิเมทิลเมทาคริเลตแบบดั้งเดิมที่มีการเชื่อมไขว้ไม่มากจึงเหลือส่วนที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยาสูง ส่วนในกลุ่มซีพีนเทียมคอสโมเป็นพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่มีการเชื่อมไขว้สูง และมีเครือข่ายการเชื่อมไขว้จึงเหลือส่วนที่จะเกิด ปฏิกิริยาน้อยกว่า ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Suzuki<sup>(14)</sup> และ takahashi<sup>(15)</sup> ที่พบว่าการที่ซีพีนเทียมมีปริมาณการเชื่อมไขว้ที่สูงจะทำให้ความสามารถในการยึดติดระหว่างซีพีนเทียมและฐานฟันเทียมลดลง

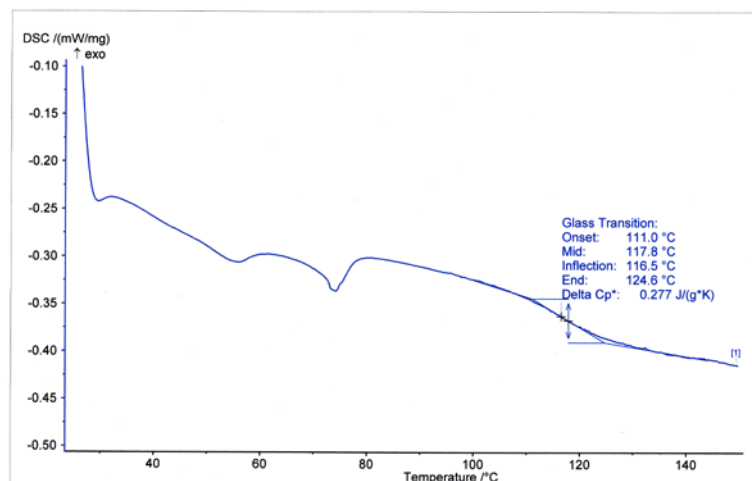
เมื่อมองในแง่ของอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วจากการทดสอบโดยใช้เครื่อง differential scanning calories meter (netzsch DSC 204 F1, USA) พบว่าอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วของซีพีนเทียมทั้งสองชนิดมีค่าใกล้เคียงกันโดยซีพีนเทียมเมเจอร์เดนท์มีค่ากึ่งกลางอยู่ที่ 115.1 องศาเซลเซียส (ภาพที่ 54) ส่วนซีพีนเทียมคอสโมมีค่ากึ่งกลางอยู่ที่ 117.8 องศาเซลเซียส (ภาพที่ 55) ทำให้ซีพีนเทียมเมเจอร์เดนท์เกิดขึ้นของการบวมตัวมากกว่าและมอนอเมอร์สามารถแพร่ผ่านเข้าไปได้มากกว่าซีพีนเทียมคอสโมเล็กน้อยหรือใกล้เคียงกัน<sup>(67)</sup>

สำหรับการวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง พบว่าตัวแปรชนิดของซีพีนเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติแต่เมื่อวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวแล้วพบว่าเมื่อเทียบระหว่างซีพีนเทียมเมเจอร์เดนท์และซีพีนเทียม

คอสมิในการปรับสภาพผิวแต่ละกลุ่มพบว่ามีความกำลังแรงยึดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สามารถอธิบายได้จากการที่ค่ากำลังแรงยึดของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทั้นั้นสูงกว่าคอสมิในทุกกลุ่มและเมื่อนำผลต่างนี้มารวมกันทำให้ผลต่างทั้งหมดมีค่ามากจึงทำให้ผลจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางออกมาว่าตัวแปรชนิดของซีฟันเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ



ภาพที่ 54 แสดงอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วของซีฟันเทียมเมเจอร์เดนทั้น



ภาพที่ 55 แสดงอุณหภูมิแปรผ่านสภาพแก้วของซีฟันเทียมคอสมิ

Vallittu<sup>(9)</sup> กล่าวว่าปัจจัยสำคัญสำหรับแรงยึดที่ติดนั้นเกิดจากการที่ผิวของซีฟันเทียมบริเวณรอยต่อจะต้องเกิดการละลายที่เพียงพอซึ่ง Vallittu จะใช้เวลาในการทาเมทิลเมทาคริเลตก่อนการอัดอะคริลิกเป็นเวลา 180 วินาทีแต่ในการศึกษาของ Vallittu นี้ไม่ได้ศึกษาปัจจัยในเรื่องเวลาที่ใช้ในการทาสารละลาย ส่วนการศึกษาของ Barpal และคณะ<sup>(53)</sup> จะใช้เวลาใน

การทามอนอเมอร์ 30 วินาทีก่อนการอัดอะคริลิกซึ่งพบว่าการทามอนอเมอร์ช่วยเพิ่มแรงแตกหัก (failure load) ในกลุ่มอะคริลิกเรซินผลิตภัณฑ์ลูซิโตน (Lucitone) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ทำให้แรงแตกหักในกลุ่มอะคริลิกเรซินผลิตภัณฑ์ไอโวแคป (Ivocap) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

Rupp และคณะ<sup>(16)</sup> พบว่าการทาสารละลายผสมระหว่างไดคลอโรมีเทนร้อยละ 60 กับเมทิลเมทาคริเลตร้อยละ 40 ที่ 7 นาทีจะทำให้ค่ากำลังแรงยึดสูงสุดและค่ากำลังแรงยึดจะลดลงเมื่อทาที่ 25 นาที สำหรับการศึกษาค้างนี้จะใช้เวลาในการทาสารละลายบนผิวซีฟันเทียม 15 วินาทีซึ่งเป็นเวลาเดียวกับที่การศึกษาก่อนหน้านี้ใช้สำหรับทดสอบค่าความต้านแรงดัดโค้ง (flexural strength) ในการซ่อมแซมฟันปลอม<sup>(23)</sup> ซึ่งระยะเวลานี้จะสามารถนำไปใช้ได้จริงในห้องปฏิบัติการ

### สรุปสมมติฐานการวิจัย

ยอมรับสมมติฐานแย้ง (Ha1) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีฟันเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ยอมรับสมมติฐานแย้ง (Ha2) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิวซีฟันเทียม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ยอมรับสมมติฐานว่าง (Ho3) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายมอนอเมอร์ (เมทิลเมทาคริเลต) มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างจากการปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ยอมรับสมมติฐานว่าง (Ho4) : การปรับสภาพผิวซีฟันเทียมด้วยสารละลายเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน มีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างซีฟันเทียมอะคริลิกและฐานฟันเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ยอมรับสมมติฐานแย้ง (Ha5) : ชนิดของชีพื้นเทียมอะคริลิกมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างชีพื้นเทียมอะคริลิกและฐานพื้นเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ยอมรับสมมติฐานแย้ง (Ha6) : การปรับสภาพผิวชีพื้นเทียมมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างชีพื้นเทียมอะคริลิกและฐานพื้นเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแตกต่างจากการไม่ปรับสภาพผิว อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

### สรุปผลการวิจัย

จากระเบียบวิธีการวิจัยและข้อกำหนดในการวิจัยที่ได้กล่าวมาข้างต้น สามารถสรุปผลการวิจัยได้ดังนี้

1. เมื่อเทียบรวมชนิดของชีพื้นเทียมพบว่า การปรับสภาพผิวมีผลต่อกำลังแรงยึดแบบดึง
2. เมื่อเทียบรวมทุกการปรับสภาพผิวพบว่าชีพื้นเทียมอะคริลิกแบบดั้งเดิมสามารถยึดติดกับฐานพื้นเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนได้ดีกว่าชีพื้นเทียมอะคริลิกชนิดที่มีการเชื่อมไขว้สูง
3. การปรับสภาพผิวชีพื้นเทียมด้วยเมทิลเมทาคริเลตหรือสารละลายผสมระหว่างเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตในอัตราส่วนต่างๆสามารถเพิ่มกำลังแรงยึดแบบดึงระหว่างชีพื้นเทียมอะคริลิกและฐานพื้นเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนยกเว้นในกลุ่มที่ปรับสภาพผิวด้วยสารละลายผสมของเมทิลฟอร์เมตและเมทิลอะซิเตตที่อัตราส่วน 70 ต่อ 30 โดยปริมาตร
4. เมื่อเทียบตามการปรับสภาพผิวแต่ละชนิดพบว่าชีพื้นเทียมอะคริลิกแบบดั้งเดิมสามารถยึดติดกับฐานพื้นเทียมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนได้ไม่ต่างจากชีพื้นเทียมอะคริลิกชนิดที่มีการเชื่อมไขว้สูง

### ข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้ไม่ได้จำลองสภาวะจริงในช่องปากที่มีสภาพแวดล้อมและลักษณะของแรงกระทำที่ต่างออกไปและยังมีปัจจัยอีกหลายอย่างที่ควรศึกษาเพิ่มเติม เช่น ชีพื้นเทียมชนิดอื่น ฐานพื้นเทียมชนิดอื่น การปรับสภาพผิวในลักษณะอื่น เวลาที่ใช้ในการทำสารละลาย อุณหภูมิที่ใช้ในการบ่มอะคริลิก การทำเทอร์โมไซคลิง เป็นต้น อย่างไรก็ตามการศึกษานี้สามารถใช้เป็นแนวทางสำหรับการพัฒนาการยึดติดระหว่างชีพื้นเทียมและฐานพื้นเทียมต่อไปในอนาคต

## รายการอ้างอิง

- [1] Meng, G.K., Chung, K.H., Fletcher-Stark, M.L., and Zhang, H. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. J Prosthet Dent. 103(2010):245-52.
- [2] Darbar, U.R., Huggett, R., and Harrison, A. Denture fracture-a survey. Br Dent J. 176(1994):342-345.
- [3] Fontijn-Tekamp, F.A., and others. A Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 79(2000):1519-24.
- [4] Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., van'T Hof, M.A., Geertman, M.E., and Kalk, W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res. 77(1998):1832-9.
- [5] Walton, J.N., and MacEntee, M.I. A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont. 6(1993):451-5.
- [6] Cunningham, J.L. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. J Dent. 21(1993):274-80.
- [7] Fletcher, A.M., Al-Mulla, M.A., Amin, W.M., Dodd, A.W., and Ritchie, G.M. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. J Dent. 13(1985):102-8.
- [8] Cardash, H.S., Applebaum, B., Baharav, H., and Liberman, R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. J Prosthet Dent. 64(1990):492-6.
- [9] Vallittu, P.K. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. Acta Odontol Scand. 53(1995):99-104.
- [10] Chung, K.H., Chung, C.Y., Chung, C.Y., and Chan, D.C. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. J Oral Rehabil. 35(2008):268-75.
- [11] Sorensen, S.E., and Fjeldstad, E. Bonding of plastic to acrylic resin denture base materials. J Dent Res. 40(1961):776.

- [12] Barbosa, D.B., Monteiro, D.R., Barão, V.A., Pero, A.C. and Compagnoni, M.A. Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology*. 26(2009):225-31.
- [13] Saavedra, G., and others. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont*. 20(2007):199-201.
- [14] Suzuki, S., Sakoh, M., and Shiba, A. Adhesive bonding of denture base resin to plastic denture teeth. *J Biomed Mat Res*. 24(1990):1091-103.
- [15] Takahashi, Y., Chai, J., Takahashi, T., and Habu, T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont*. 13(2000):59-65.
- [16] Rupp, N.W., Bowen, R.L., and Paffenbarger, G.C. Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. *J Am Dent Assoc*. 83(1971):601-6.
- [17] Civjan, S., Huget, E.F., and de Simon, L.B. Modifications of the fluid resin technique. *J Am Dent Assoc*. 85(1972):109-12.
- [18] Morrow, R.M., Matvias, F.M., Windeler, A.S., and Fuchs, R.J. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent*. 39(1978):565-8.
- [19] O'Neil, M.J., Smith, A., Heckelman, P.E., Obenchain, J.R., Gallipeau, J., and Arecca, M. *The Merck Index an encyclopedia of chemicals, drugs, and biologicals*. ed 13th. NJ: Merck and Co, 2001
- [20] Wikipedia.org. methyl formate. [Online].2012. Available from: [http://en.wikipedia.org/wiki/Methyl\\_formate](http://en.wikipedia.org/wiki/Methyl_formate) [accessed 2012, Apr. 1]
- [21] Wikipedia.org methyl acetate. [Online].2012. Available from: [http://en.wikipedia.org/wiki/Methyl\\_acetate](http://en.wikipedia.org/wiki/Methyl_acetate) [accessed 2012, Apr. 1]
- [22] Asmussen, E., and Peutzfeldt, A. Substitutes for methylene chloride as dental softening agent. *Eur J Oral Sci*. 108(2000):335-40.
- [23] Thunyakitpisal, N., Thunyakitpisal, P., and Wiwatwarapan, C. The effect of chemical surface treatments on the flexural strength of repaired acrylic denture base resin. *J Prosthodont*. 20(2011):195-9.
- [24] Powers, J.M., and Sakaguchi, R.L. *Craig's Restorative dental materials*. 12<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby, 2006.



- [25] Anusavice, K.J. Philips' Science of dental materials. 11<sup>th</sup> ed. Philadelphia : W.B. Saunders, 2003.
- [26] O'Brien, W.J. Dental materials and their selection. 4<sup>th</sup> ed. Canada : Quintessence, 2008.
- [27] ISO. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland. 1. August. IS 20795-1:2008:Dentistry - Base polymers - Part 1:Denture base polymers, 2008.
- [28] Powers, J.M. Dental materials properties and manipulation. 9<sup>th</sup> ed. St. Louis : Mosby, 2008.
- [29] Takamata, T., Setcos, J.C., Phillips, R.W., and Boone, M.E. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J Am Dent Assoc. 119(1989):271-6.
- [30] De Clerck, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. J Prosthet Dent. 57(1987):650-8.
- [31] al Doori, D., Huggett, R., Bates, J.F., and Brooks, S.C. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent Mater. 4(1988):25-32.
- [32] Schneider, R.L., Curtis, E.R., and Clancy, J.M. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. J Prosthet Dent. 88(2002):145-50.
- [33] Geerts, G.A., and Jooste, C.H. A comparison of the bond strengths of microwave- and water bath-cured denture material. J Prosthet Dent. 70(1993):406-9.
- [34] เจน รัตน์ไพศาล. ทันตวัสดุศาสตร์. กรุงเทพมหานคร : ไทยวัฒนาพานิช, 2533.
- [35] Ogle, R.E., and Davis, E.L. Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: thirty-six month results. J Prosthet Dent. 79(1998):145-51.
- [36] Suzuki, S., Sakoh, M., and Shiba, A. Impact resistance of highly crosslinked plastic denture teeth. J Biomed Mater Res. 24(1990):1661-71.
- [37] Harrison, A. Clinical results of the measurement of occlusal wear of complete dentures. J Prosthet Dent. 35(1976):504-11.
- [38] McCabe, J.F. Anderson's Applied Dental Materials. 6th ed. London : Blackwell, 1985.

- [39] Moffa, J.P., Jenkins, W.A., and Weaver, R.G. Silane bonding of porcelain denture teeth to acrylic resin denture bases. J Prosthet Dent. 33(1975):620-7.
- [40] Marchack, B.W., Yu, Z., Zhao, X.Y., and White, S.N. Adhesion of denture tooth porcelain to heat-polymerized denture resin. J Prosthet Dent. 74(1995):242-9.
- [41] Anderson, J.N. The strength of the joint between plain and copolymer acrylic teeth and denture base resins. British Dental Journal. 6(1958):317-20.
- [42] Vallittu, P.K., Ruyter, I.E., and Nat, R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. J Prosthet Dent. 78(1997):194-9.
- [43] Buyukyilmaz, S., and Ruyter, I.E. Curing temperature affects acrylic denture base tooth bond. Int J Prosthodont. 10(1997):49-54.
- [44] Spratley, M.H. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. J Prosthet Dent. 58(1987):389-92.
- [45] Schoonover, I.C., Fischer, T.E., Serio, A.F., and Sweeney, W.T. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. J Am Dent Assoc. 44(1952):285-7.
- [46] Catterlin, R.K., Plummer, K.D., and Gulley, M.E. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. J Prosthet Dent. 69(1993):57-9.
- [47] Clancy, J.M., Hawkins, L.F., Keller, J.C., and Boyer, D.B. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. J Prosthet Dent. 65(1991):315-24.
- [48] Huggett, R., John, G., Jagger, R.G., and Bates, J.F. Strength of the acrylic denture base tooth bond. Br Dent J. 153(1982):187-90.
- [49] Darbar, U.R., Huggett, R., Harrison, A., and Williams, K. The tooth-denture base bond: stress analysis using the finite element method. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1(1993):117-20.
- [50] Cardash, H.S., Liberman, R., and Helft, M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. J Prosthet Dent. 55(1986):526-8.
- [51] Chung, K.H., and Hwang, Y.C. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. J Prosthet Dent. 78(1997):267-74.

- [52] Millett, D., McCabe, J.F., and Gordon, P.H. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. Br J Orthod. 20(1993):117-22.
- [53] Barpal, D., Curtis, D.A., Finzen, F., Perry, J., and Gansky, S.A. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. J Prosthet Dent. 80(1998):666-71.
- [54] Patil, S.B., Naveen, B.H., and Patil, N.P. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. Gerodontology. 23(2006):131-9.
- [55] JIS K-6911 (Japanese Industrial Standard). Testing methods for thermosetting plastics, 1994.
- [56] ISO. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland. 15. June. IS 527-1:1993:Plastics – Determination of tensile properties, 1993.
- [57] ASTM Designation D638-95. Standard test method for tensile properties of plastics, 1995.
- [58] Nakabayashi, N., Watanabe, A., and Arao, T. A tensile test to facilitate identification of defects in dentine bonded specimens. J Dent. 26(1998):379-85.
- [59] ISO. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland. 1. November. IS 22112:2005:Dentistry - Artificial teeth for dental prostheses, 2005.
- [60] Della Bona, A., and van Noort, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res. 74(1995):1591-6.
- [61] Hopfenberg, H.B., and Stannett, V. The diffusion and sorption of gases and vapours in glassy polymers. In Haward, R.D.(ed.), The physics of glassy polymers. pp.504-46. London : Applied Science,1973.
- [62] Grulke, E.A. Solubility parameter values. In Brandrup, J., Immergut, E.H., Grulke, E.A. (ed.), Polymer Handbook (ed 4). pp. 696-697, 708. New York: Wiley, 1999
- [63] Evchuk, I.Y., Musii, R.I., Makitra, R.G., and Pristanskii, R.E. Solubility of polymethyl methacrylate in organic solvents. Russ J Appl Chem. 78(2005):1576-1580.
- [64] New Jersey Department of Health and Senior Services. Hazardous Substance Fact Sheet: Methyl Methacrylate. [Online]. 2012. Available from : <http://nj.gov/health/eoh/rtkweb/documents/fs/1277.pdf> [2012, Apr 1]

- [65] New Jersey Department of Health and Senior Services. Hazardous Substance Fact Sheet: Methyl Formate. [Online]. 2012. Available from :  
<http://nj.gov/health/eoh/rtkweb/documents/fs/1262.pdf> [2012, Apr 1]
- [66] New Jersey Department of Health and Senior Services. Hazardous Substance Fact Sheet: Methyl Acetate. [Online]. 2012. Available from :  
<http://nj.gov/health/eoh/rtkweb/documents/fs/1217.pdf> [2012, Apr 1]
- [67] Vallitu, P.K. Interpenetrating polymer networks (IPNs) in Dental Polymers and composites. In Matinlinna, J.P. and Mittal, K.L.(ed.), Adhesion aspects in dentistry, pp. 63-76. Portland : VSP, 2009.

ภาคผนวก

ตารางที่ ก1 แสดงค่ากำลังแรงยึดแบบดึงและลักษณะการแตกหักของชิ้นงาน

กลุ่ม	ชิ้นงาน	Bond strength	Mode of failure
Majordent control	1	47.89	Mixed primarily adhesive
	2	47.62	Mixed primarily adhesive
	3	45.07	Mixed primarily adhesive
	4	45.00	Mixed primarily adhesive
	5	43.26	Mixed primarily adhesive
	6	42.61	Mixed primarily adhesive
	7	40.97	Mixed primarily adhesive
	8	36.47	Mixed primarily adhesive
	9	32.91	Mixed primarily adhesive
	10	30.04	Mixed primarily adhesive
Majordent MMA	11	64.09	Mixed primarily adhesive
	12	64.03	Mixed primarily adhesive
	13	60.77	Mixed primarily adhesive
	14	59.68	Cohesive(denture base)
	15	59.07	Mixed primarily adhesive
	16	55.89	Mixed primarily adhesive
	17	53.18	Mixed primarily adhesive
	18	52.57	Mixed primarily adhesive
	19	47.04	Mixed primarily adhesive
	20	44.71	Mixed primarily adhesive
Majordent 25:75	21	61.96	Mixed primarily adhesive
	22	60.98	Mixed primarily adhesive
	23	60.33	Mixed primarily cohesive in denture base
	24	59.93	Cohesive(denture base)
	25	58.88	Mixed primarily adhesive
	26	58.78	Mixed primarily adhesive
	27	57.06	Mixed primarily adhesive

	28	54.57	Mixed primarily adhesive
	29	48.02	Mixed primarily adhesive
	30	46.11	Mixed primarily adhesive
Majordent 40:60	31	57.89	Cohesive(denture base)
	32	55.92	Mixed primarily adhesive
	33	55.47	Mixed primarily adhesive
	34	54.44	Cohesive(denture base)
	35	53.15	Mixed primarily adhesive
	36	52.84	Mixed primarily adhesive
	37	52.74	Mixed primarily cohesive in denture base
	38	51.69	Mixed primarily adhesive
	39	50.74	Mixed primarily adhesive
	40	50.15	Mixed primarily adhesive
Majordent 55:45	41	61.03	Mixed primarily adhesive
	42	58.73	Mixed primarily adhesive
	43	58.04	Mixed primarily adhesive
	44	56.82	Mixed primarily adhesive
	45	56.82	Mixed primarily adhesive
	46	56.55	Mixed primarily adhesive
	47	55.89	Mixed primarily adhesive
	48	55.51	Cohesive(denture base)
	49	49.30	Mixed primarily cohesive in denture base
	50	49.22	Mixed primarily adhesive
Majordent 70:30	51	56.16	Mixed primarily adhesive
	52	56.14	Mixed primarily adhesive
	53	53.86	Mixed primarily adhesive
	54	51.76	Mixed primarily cohesive in denture base
	55	51.42	Mixed primarily adhesive
	56	49.55	Mixed primarily adhesive
	57	48.95	Mixed primarily adhesive

	58	48.34	Mixed primarily adhesive
	59	39.40	Mixed primarily adhesive
	60	36.92	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL control	61	45.62	Mixed primarily adhesive
	62	45.36	Mixed primarily adhesive
	63	40.07	Mixed primarily adhesive
	64	38.53	Mixed primarily adhesive
	65	34.73	Mixed primarily adhesive
	66	33.49	Mixed primarily adhesive
	67	36.06	Mixed primarily adhesive
	68	42.00	Mixed primarily adhesive
	69	30.25	Mixed primarily adhesive
	70	28.99	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL MMA	71	63.07	Mixed primarily adhesive
	72	60.24	Mixed primarily adhesive
	73	55.43	Mixed primarily adhesive
	74	53.09	Mixed primarily adhesive
	75	52.26	Mixed primarily adhesive
	76	50.21	Mixed primarily adhesive
	77	48.60	Mixed primarily adhesive
	78	45.45	Cohesive(denture base)
	79	45.30	Mixed primarily adhesive
	80	44.11	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL 25:75	81	63.45	Mixed primarily adhesive
	82	61.07	Mixed primarily cohesive in denture base
	83	58.41	Mixed primarily adhesive
	84	57.69	Mixed primarily adhesive
	85	54.88	Mixed primarily adhesive
	86	52.75	Mixed primarily adhesive
	87	50.50	Mixed primarily adhesive



	88	45.71	Mixed primarily adhesive
	89	43.03	Mixed primarily adhesive
	90	42.09	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL 40:60	91	59.67	Mixed primarily cohesive in denture base
	92	57.18	Cohesive(denture base)
	93	55.32	Mixed primarily adhesive
	94	51.12	Mixed primarily adhesive
	95	50.88	Mixed primarily cohesive in denture base
	96	45.58	Mixed primarily adhesive
	97	44.65	Mixed primarily adhesive
	98	43.81	Mixed primarily adhesive
	99	43.57	Mixed primarily cohesive in denture base
	100	41.20	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL 55:45	101	62.73	Mixed primarily adhesive
	102	59.52	Mixed primarily adhesive
	103	54.38	Mixed primarily cohesive in denture base
	104	53.51	Mixed primarily adhesive
	105	50.71	Mixed primarily cohesive in denture base
	106	48.65	Mixed primarily adhesive
	107	47.41	Mixed primarily adhesive
	108	44.51	Mixed primarily adhesive
	109	43.13	Mixed primarily adhesive
	110	42.30	Mixed primarily adhesive
Cosmo HXL 70:30	111	51.34	Mixed primarily cohesive in denture base
	112	49.66	Mixed primarily cohesive in denture base
	113	48.41	Mixed primarily adhesive
	114	46.15	Mixed primarily adhesive
	115	44.90	Mixed primarily adhesive
	116	43.61	Mixed primarily adhesive
	117	42.12	Cohesive(denture base)

	118	41.14	Mixed primarily cohesive in denture base
	119	40.03	Mixed primarily adhesive
	120	36.58	Mixed primarily adhesive

ตารางที่ ก2 แสดงสถิติเชิงพรรณนาแสดงข้อมูลค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด

#### Descriptive Statistics

group	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
maj control bondstrength	10	41.184470	6.1219111	30.0441	47.8939
maj MMA bondstrength	10	56.102970	6.6907838	44.7103	64.0902
maj 25.75 bondstrength	10	56.660790	5.4855885	46.1053	61.9563
maj 40.60 bondstrength	10	53.502590	2.4317350	50.1467	57.8911
maj 55.45 bondstrength	10	55.789710	3.7900017	49.2181	61.0259
maj 70.30 bondstrength	10	49.247750	6.4781141	36.9155	56.1624
cos control bondstrength	10	37.508910	5.8362413	28.9853	45.6166
cos MMA bondstrength	10	51.775940	6.3925047	44.1079	63.0679
cos 25.75 bondstrength	10	52.957480	7.5058115	42.0900	63.4521
cos 40.60 bondstrength	10	49.296730	6.4613254	41.1974	59.6660
cos 55.45 bondstrength	10	50.683180	6.8721538	42.3021	62.7268
cos 70.30 bondstrength	10	44.393670	4.6175661	36.5844	51.3395

ตารางที่ ก3 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล

#### One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

group	bondstrength	
maj control	N	10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	
	Mean	41.184470
	Std. Deviation	6.1219111
	Most Extreme Differences	
	Absolute	.192
	Positive	.137
	Negative	-.192
	Kolmogorov-Smirnov Z	.608
	Asymp. Sig. (2-tailed)	.853

maj MMA	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	56.102970
		Std. Deviation	6.6907838
	Most Extreme Differences	Absolute	.171
		Positive	.116
		Negative	-.171
	Kolmogorov-Smirnov Z		.542
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.931
maj 25.75	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	56.660790
		Std. Deviation	5.4855885
	Most Extreme Differences	Absolute	.250
		Positive	.167
		Negative	-.250
	Kolmogorov-Smirnov Z		.791
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.559
maj 40.60	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	53.502590
		Std. Deviation	2.4317350
	Most Extreme Differences	Absolute	.158
		Positive	.158
		Negative	-.091
	Kolmogorov-Smirnov Z		.500
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.964
maj 55.45	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	55.789710
		Std. Deviation	3.7900017
	Most Extreme Differences	Absolute	.271
		Positive	.157
		Negative	-.271
	Kolmogorov-Smirnov Z		.856
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.457
maj 70.30	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	49.247750

		Std. Deviation	6.4781141
	Most Extreme Differences	Absolute	.244
		Positive	.143
		Negative	-.244
	Kolmogorov-Smirnov Z		.772
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.591
cos control	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	37.508910
		Std. Deviation	5.8362413
	Most Extreme Differences	Absolute	.111
		Positive	.098
		Negative	-.111
	Kolmogorov-Smirnov Z		.350
	Asymp. Sig. (2-tailed)		1.000
cos MMA	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	51.775940
		Std. Deviation	6.3925047
	Most Extreme Differences	Absolute	.139
		Positive	.139
		Negative	-.115
	Kolmogorov-Smirnov Z		.439
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.991
cos 25.75	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	52.957480
		Std. Deviation	7.5058115
	Most Extreme Differences	Absolute	.136
		Positive	.133
		Negative	-.136
	Kolmogorov-Smirnov Z		.429
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.993
cos 40.60	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	49.296730
		Std. Deviation	6.4613254
	Most Extreme Differences	Absolute	.218

		Positive	.218
		Negative	-.124
		Kolmogorov-Smirnov Z	.688
		Asymp. Sig. (2-tailed)	.731
cos 55.45	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	50.683180
		Std. Deviation	6.8721538
	Most Extreme Differences	Absolute	.117
		Positive	.117
		Negative	-.111
		Kolmogorov-Smirnov Z	.369
		Asymp. Sig. (2-tailed)	.999
cos 70.30	N		10
	Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	44.393670
		Std. Deviation	4.6175661
	Most Extreme Differences	Absolute	.108
		Positive	.089
		Negative	-.108
		Kolmogorov-Smirnov Z	.340
		Asymp. Sig. (2-tailed)	1.000

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นาย สุทธิ เพ็ญพจน์กุล เกิดวันที่ 18 เมษายน 2528 อายุ 27 ปีเป็นลูกคนกลางของครอบครัวมีพี่ชาย 1 คนและมีน้องสาว 1 คน จบการศึกษาระดับประถมศึกษาและมัธยมศึกษาจากโรงเรียนกรุงเทพคริสเตียนวิทยาลัยแล้วเข้าศึกษาต่อระดับอุดมศึกษาที่คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย หลังจากจบการศึกษาได้ไปรับราชการที่โรงพยาบาลเฉลิมพระเกียรติอำเภอเฉลิมพระเกียรติ จังหวัดบุรีรัมย์เป็นเวลา 1 ปีแล้วจึงมาศึกษาต่อหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิตที่คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์