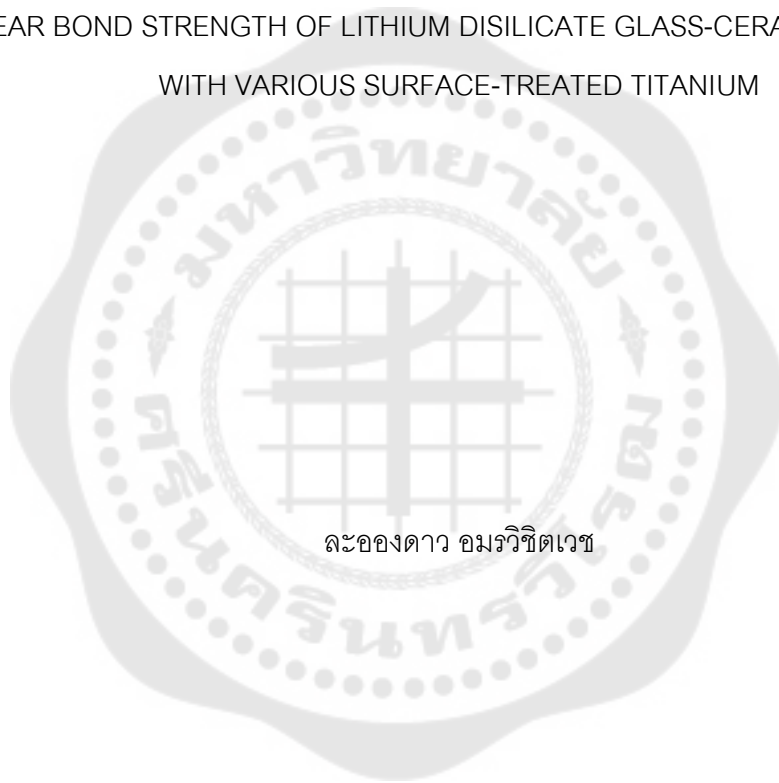




ความแข็งแรงยึดเค็อนระหว่างลิเทียมไดซิลิเกตกับไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวต่างกัน  
SHEAR BOND STRENGTH OF LITHIUM DISILICATE GLASS-CERAMIC BONDED  
WITH VARIOUS SURFACE-TREATED TITANIUM



ละอองดาว อมรวิษิตเวช

ความแข็งแรงยึดเคื่อนระหว่างลิเทียมไดซิลิเกตกับไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวต่างกัน



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2563  
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

SHEAR BOND STRENGTH OF LITHIUM DISILICATE GLASS-CERAMIC BONDED  
WITH VARIOUS SURFACE-TREATED TITANIUM



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

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2020

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความแข็งแรงยึดเคื่อนระหว่างลิเทียมไดซัลไฟด์กับไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวต่างกัน

ของ

ละอองดาว อมรวิจิตเวช

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.มะลิ พลานูเวช)

ประธาน

(รองศาสตราจารย์ ดร.ทพ.วิวิธพิล ศรีมณีพงศ์)

กรรมการ

(อาจารย์ ดร.ทพญ.รุ่งทิภา ศรีสุวรรณหา)

ชื่อเรื่อง	ความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างลิเทียมไดซลิเกตกับไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวต่างกัน
ผู้วิจัย	ละอองดาว อมรวิชิตเวช
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ. มะลิ พลานูเวช

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาค่าแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมที่มีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีต่างกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซลิเกตโดยยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดมัลติลิงค์เอ็น ไทเทเนียมจำนวน 90 ชิ้น นำไปปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีดังนี้ กลุ่มที่ 1 ไม่ปรับปรุงผิว(CT), กลุ่มที่ 2 ปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินา(SB), กลุ่มที่ 3 ปรับปรุงผิวการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา(CJ), กลุ่มที่ 4 ปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์(AN), กลุ่มที่ 5 ปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา(ANSB) และกลุ่มที่ 6 ปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา(ANCJ) นำชิ้นงานไปยึดติดกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซลิเกต ก่อนนำมาทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวด้วยเครื่องทดสอบสากล เปรียบเทียบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวของแต่ละกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว และการทดสอบเฮซเฮสติของทูกี ( $\alpha=0.05$ ) ไทเทเนียมที่ผ่านการทดสอบถูกนำไปสังเกตรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหักภายใต้กล้องสเตอริโอไมโครสโคป ผลการทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวเฉลี่ยของกลุ่มควบคุม และกลุ่ม AN มีค่าต่ำกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p<0.05$ ) พบว่ากลุ่ม SB มีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวมากที่สุด ( $29.47 \pm 2.41$  เมกะปาสคาล) แต่กลุ่ม SB, ANSB, ANCJ และ CJ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ จากการสังเกตรูปแบบความล้มเหลวพบว่า AN มีรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดมากที่สุด ในขณะที่กลุ่มอื่นๆพบรูปแบบความล้มเหลวแบบผสม และแบบเชื่อมแน่นเป็นหลัก กลุ่ม SB, CJ, ANSB และ ANCJ เพิ่มค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวในการยึดติดกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดมัลติลิงค์เอ็น

คำสำคัญ : ความแข็งแรงยึดเหนี่ยว, ไทเทเนียม, เรซินซีเมนต์, ลิเทียมไดซลิเกต, อะโนไดซ์, พ่นอนุภาคอะลูมินา, เคลือบซิลิกา

Title	SHEAR BOND STRENGTH OF LITHIUM DISILICATE GLASS-CERAMIC BONDED WITH VARIOUS SURFACE-TREATED TITANIUM
Author	LAONGDAO AMORNWICHITWECH
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2020
Thesis Advisor	Assistant Professor Doctor Mali Palanuwech

The purpose of this in-vitro study was to determine the shear bond strength (SBS) of different surface-treated titanium alloy with lithium disilicate glass-ceramic with resin cement (Multilink® N). There were 90 titanium alloy specimens, divided into six groups, as follows: (1) control group (CT); (2) 50- $\mu$ m aluminum oxide airborne particle abrasion group (SB); (3) silica coating group (CJ); (4) anodization group (AN); (5) anodization then alumina 50- $\mu$ m aluminum oxide airborne particle abrasion group (ANSB), and (6) anodization, then the silica coating group (ANCJ). The SBS test was performed with a universal testing machine. The One-Way ANOVA and Tukey's post-hoc test was used to determine the differences between groups ( $\alpha=0.05$ ). The failure mode of deboned titanium was classified under a stereoscope. The results showed that the mean SBS of control group and the anodization group had significantly lower SBS than the others ( $p<0.05$ ). The SB group showed the highest SBS ( $29.47\pm 2.41$  MPa). However, there were no significant differences between SB, ANSB, ANCJ and CJ. The stereoscope demonstrated that the failure mode of AN showed predominantly adhesive failure, while the other groups showed predominantly cohesive and mixed failures. The surface treatment with SB, CJ, ANSB and ANCJ improved shear bond strength between titanium and lithium disilicate luted with multilink N resin cement.

Keyword : Titanium, resin cement, lithium disilicate, silica coating, anodization, shear bond strength, airborne-particle abrasion

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความอนุเคราะห์และความกรุณาอย่างสูงจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.มะลิ พลานุกุเวช ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา และชี้แนะแนวทางตรวจแก้ไข ข้อบกพร่อง ตลอดจนงานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.ทพ.วิวิธพิพล ศรีมณีพงศ์ และอาจารย์ ดร.ทพญ. รุ่งทิภา ศรีสุวรรณธนา รวมทั้งอาจารย์ในภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ทุกท่าน ที่ได้แนะแนวทางในการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณทุนในการทำวิจัยจากเงินรายได้คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒประจำปี 2563 ที่ทำให้ งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่ที่บัณฑิตวิทยาลัยสำหรับข้อมูลตัวอย่างที่ใช้ใน งานวิจัยครั้งนี้ รวมถึงความช่วยเหลือที่ให้กับผู้วิจัยตลอดมา

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการงานวิจัยที่คณะทันตแพทยศาสตร์ มศว และศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รวมถึงบุคคลอีกหลายท่าน ที่ไม่ได้กล่าวนามไว้ ณ ที่นี้ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้กับผู้วิจัยมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอโน้มรำลึกถึงคุณของบิดามารดาและครูอาจารย์ ที่อบรมสั่งสอนให้ ความรู้เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนผู้วิจัยด้วยดีตลอดมา

ละออใจดาว อมรวิจิตเวช

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ .....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง .....	1
ความมุ่งหมายของงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย .....	3
ขอบเขตการวิจัย .....	4
ตัวแปรที่ศึกษา .....	4
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	4
กรอบแนวคิดในงานวิจัย .....	5
สมมติฐานของการวิจัย.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
ไทเทเนียม .....	6
เซรามิก .....	7
ลิเทียมไดซลิเกตกับไทเทเนียม .....	8
การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียม .....	9
การศึกษาแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและลิเทียมไดซลิเกต .....	12

การทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเคียน.....	12
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	14
การกำหนดขนาดตัวอย่าง.....	14
การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	14
วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย.....	14
การเตรียมตัวอย่างทดลอง.....	17
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	23
การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล.....	26
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	27
ความแข็งแรงยึดเคียน.....	27
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	41
สรุปผลการวิจัย.....	41
อภิปรายผลการวิจัย.....	41
ข้อเสนอแนะ.....	52
บรรณานุกรม.....	53
ประวัติผู้เขียน.....	64

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 แสดงองค์ประกอบของวัสดุที่ใช้ในการศึกษาบริษัทผู้ผลิตและรหัสกำกับสินค้า.....	16
ตาราง 2 แสดงการแบ่งแยกกลุ่มชิ้นงานตามวิธีการปรับปรุงพื้นผิว .....	20
ตาราง 3 แสดงตัวอย่างตารางสำหรับบันทึกค่าความแข็งแรงยึดเฉือน .....	25
ตาราง 4 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงยึดเฉือนของการปรับปรุงผิว ไทเทเนียม 6 กลุ่ม.....	27
ตาราง 5 แสดงจำนวนชิ้นงานแบ่งตามรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก .....	29
ตาราง 6 แสดงองค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวไทเทเนียมทั้ง 6 กลุ่ม .....	37



## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 แสดงตัวอย่างชิ้นงานไทเทเนียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม. หน้า 3 มม. ....	17
ภาพประกอบ 2 แสดงการลงตัวอย่างทดลองในแม่แบบโพลีไวนิลคลอไรด์.....	18
ภาพประกอบ 3 แสดงเครื่องฟอโนภาคอะลูมินาชนิดใช้ในคลินิก(MicroEtcher™ IIA,ZEST;CA,USA) .....	20
ภาพประกอบ 4 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ( MEMMERT Type BE 600 in Leszno,Poland) .....	21
ภาพประกอบ 5 กล้องสเตอริโอไมโครสโคป(Stereomicroscope;SZ61,OLYMPUS Co.,LTD, Tokyo, Japan) .....	21
ภาพประกอบ 6 แสดงตัวอย่างชิ้นงานเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต .....	22
ภาพประกอบ 7 แสดงเครื่องสำรวจความขนานตัดแปลงด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม .....	23
ภาพประกอบ 8 ก.แสดงรูปจำลองแม่แบบสแตนเลสสำหรับยึดขึ้นทดลอง ข.แสดงชิ้นงานจริงใน แม่แบบสแตนเลส.....	24
ภาพประกอบ 9 แสดงเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine, Shimadzu; Japan) .	24
ภาพประกอบ 10 ก.แสดงภาพจำลองการทดสอบความแข็งแรงยึดแบบเฉือน ข.แสดงการทดสอบ ความแข็งแรงยึดเฉือนในห้องปฏิบัติการ.....	25
ภาพประกอบ 11 แผนภูมิเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงยึด เฉือนของการปรับปรุงผิว 6 กลุ่ม.....	28
ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแสดงจำนวนชิ้นงานแบ่งตามรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก ...	30
ภาพประกอบ 13 กลุ่มที่ไม่มี การปรับปรุงผิว(CT).....	31
ภาพประกอบ 14 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการฟอโนภาคอะลูมินา(SB) .....	31
ภาพประกอบ 15 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการฟอโนภาคอะลูมินาที่เคลือบด้วยซิลิกา(CJ) ...	32
ภาพประกอบ 16 กลุ่มที่มีการปรับปรุงสภาพผิวด้วยการทำอะโนไดซ์(AN).....	32
ภาพประกอบ 17 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการอะโนไดซ์ก่อนฟอโนภาคอะลูมินา.....	33

ภาพประกอบ 18 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบด้วย ซิลิกา .....	33
ภาพประกอบ 19 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุง พื้นผิว .....	34
ภาพประกอบ 20 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการพ่นด้วยอนุภาค อะลูมินา.....	34
ภาพประกอบ 21 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการพ่นด้วยอนุภาค อะลูมินาเคลือบซิลิกา .....	35
ภาพประกอบ 22 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์ .....	35
ภาพประกอบ 23 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์ก่อน การพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินา .....	36
ภาพประกอบ 24 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์ก่อน การพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา .....	36
ภาพประกอบ 25 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ไม่มีการ ปรับปรุงผิว (CT) .....	38
ภาพประกอบ 26 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว ด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาอะลูมินา (SB) .....	38
ภาพประกอบ 27 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว ด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบด้วยซิลิกา(CJ).....	39
ภาพประกอบ 28 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มปรับปรุงผิว ด้วยการทำอะโนไดซ์ (AN) .....	39
ภาพประกอบ 29 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว ด้วยอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาอะลูมินา (ANSB) .....	40
ภาพประกอบ 30 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว ด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาที่ผ่านการเคลือบด้วยซิลิกา(ANCJ) .....	40

## บทที่ 1

### บทนำ

#### ภูมิหลัง

ในปัจจุบันมีรากเทียมถูกใช้ทดแทนฟันที่สูญเสียไปอย่างกว้างขวาง และประสบความสำเร็จในทางคลินิกสูง(1-3) ไทเทเนียมถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรมรากเทียมครั้งแรกในปีค.ศ.1970 โดย Brånemark (4, 5)เนื่องจากมีคุณสมบัติเด่น อาทิ ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก มีความไวในการทำปฏิกิริยา และเกิดเป็นชั้นของออกไซด์ที่มีความสามารถในการเกิดปฏิกิริยา มีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี แข็งแรง คงทน เป็นต้น(4) มีการออกแบบหลักยึดไทเทเนียมหลายรูปแบบเพื่อเพิ่มความสวยงามแต่ไทเทเนียมมีสีเงินทำให้เมื่อบูรณะบริเวณฟันหน้าเกิดการสะท้อนสีของโลหะออกมาบริเวณเนื้อเยื่ออ่อนด้านบน(1, 5-7) นอกจากนี้ยังมีการสะท้อนสีของโลหะภายใต้ครอบฟันที่ทำจากเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตที่มีความโปร่งแสง(8) จากปัญหาดังกล่าวทำให้มีผู้สนใจศึกษาและคิดค้นวิธีการใหม่ขึ้นมาในหลายรูปแบบโดยนำวัสดุที่มีสีเหมือนฟันมาใช้ทำหลักยึดรากเทียมแทนไทเทเนียม เช่น อะลูมินา เซอร์โคเนีย หรือการทำหลักยึดแบบผสม(Hybrid abutment) ซึ่งมีรายงานการใช้หลักยึดชนิดเซอร์โคเนียทั้งชิ้นโดยตรงกับรากเทียมแบบไทเทเนียมทำให้บริเวณข้อต่อภายในของรากเทียมไทเทเนียมสึกเกิดเป็นสีดำของโลหะฝังอยู่บริเวณเนื้อเยื่ออ่อนโดยรอบหลักยึด(9) มีรายงานการเกิดช่องว่างดังกล่าวบริเวณข้อต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึดชนิดเซอร์โคเนียที่มากกว่าหลักยึดชนิดไทเทเนียม 3-7 เท่า(10) ซึ่งจุลินทรีย์มีโอกาสไปสะสมก่อให้เกิดการอักเสบ และการละลายของกระดูกบริเวณรอบรากเทียมได้(11, 12) นอกจากนี้พบการแตกหักสูงเมื่อนำมาใช้กับรากเทียมที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางเล็ก ซึ่งนิยมใช้ในบริเวณฟันหน้าที่ต้องการความสวยงาม(13) ในเวลาต่อมาจึงพัฒนาหลักยึดแบบผสมขึ้นเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้น หลักยึดแบบผสมประกอบด้วย 2 ส่วน คือ ส่วนของไทเทเนียมที่ยึดกับรากเทียม และส่วนของเซรามิกที่ต่อจากไทเทเนียมโดยนิยมใช้เซรามิกชนิดเซอร์โคเนียหรือลิเทียมไดซิลิเกต ทั้งสองส่วนถูกยึดเข้าด้วยกันโดยใช้เรซินซีเมนต์ หลักยึดแบบผสมเป็นการนำข้อดีของไทเทเนียมด้านความแข็งแรง และเซรามิกด้านความสวยงามมารวมกัน(3) การทำหลักยึดแบบผสมมักใช้ในการบูรณะกับครอบฟันแบบยึดติดด้วยซีเมนต์ แต่มีข้อจำกัดในเรื่องของพื้นที่ในการบูรณะ มีรายงานการแตกหักของเซอร์โคเนียออกจากแกนหลักยึดไทเทเนียมโดยเฉพาะในบริเวณฟันหน้าที่มีแรงกระทำแนวแกนฟันสูง นอกจากนี้มีค่าใช้จ่ายในกระบวนการผลิตที่สูงขึ้น(13)

หลักยึดชนิดไทเทเนียมเป็นวัสดุที่ดีที่สุดที่ใช้ในการบูรณะมีอัตราความสำเร็จทางคลินิกเป็นมาตรฐานในงานทันตกรรมรากเทียมมาอย่างยาวนานมีอัตราการอยู่รอดมากถึงร้อยละ 99 (6, 14, 15) มีผู้คิดค้นการปรับปรุงพื้นผิวของหลักยึดชนิดไทเทเนียมเพื่อเปลี่ยนสีให้เกิดความสวยงามในการบูรณะมากขึ้นวิธีที่นิยมใช้ คือ การเคลือบผิวของไทเทเนียมด้วยไนไตรด์ และการทำอะโนไดซ์ แต่การเคลือบผิวด้วยไนไตรด์มีรายงานความเสี่ยงที่จะทำให้เกิดอาการแพ้ในผู้ป่วยบางกลุ่ม (6)

การทำอะโนไดซ์ที่พื้นผิวหลักยึดชนิดไทเทเนียมเป็นวิธีอิเล็กทรอนิกส์ที่เพิ่มความหนาของชั้นออกไซด์มากกว่าชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้นเองโดยธรรมชาติสามารถเปลี่ยนสีของไทเทเนียม ให้เป็นสีชมพู หรือสีทองโดยไม่ต้องใช้วัสดุอื่นมาเคลือบ ลดการสะท้อนสีของโลหะด้านล่าง(9)โดยไม่ทำให้คุณสมบัติที่ดีของไทเทเนียมเสียไป อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดีและเพิ่มอัตราการยึดเกาะของเนื้อเยื่อเหงือกโดยรอบรากเทียมมากขึ้น(8) มีต้นทุนไม่สูง ใช้อุปกรณ์ไม่มาก และสามารถปฏิบัติได้ง่ายในทางคลินิก ในปัจจุบันนิยมใช้การทำอะโนไดซ์ที่รากเทียมเพื่อเพิ่มอัตราการยึดเกาะของกระดูก(Osseointegration)(16) มีการศึกษาพบว่าพื้นผิวของหลักยึดหลังการทำ อะโนไดซ์มีความขรุขระเพิ่มขึ้น อาจส่งผลต่อการเพิ่มความแข็งแรงยึดของซีเมนต์(8) แต่รายงานการศึกษาในแง่ของความแข็งแรงยึดระหว่างไทเทเนียมและลิเทียมไดซลิเกตอันเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญของความสำเร็จในการบูรณะ(17)ยังมีไม่มากนัก

การปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียมเพื่อเพิ่มความแข็งแรงยึดมีหลายวิธีได้แก่ การกัดด้วยกรดไนตริก การพ่นอนุภาคอะลูมินา การพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา การเคลือบผิวด้วยแผ่นดีบุก และการใช้เลเซอร์(Nd:YAG laser) เป็นต้น การพ่นอนุภาคอะลูมินาที่ทำให้พื้นผิวของโลหะเกิดความขรุขระ เป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดติด และสามารถกำจัดสิ่งปนเปื้อนบนผิวของโลหะเป็นวิธีการปรับปรุงพื้นผิวที่เป็นที่นิยมเนื่องจากทำได้ง่ายราคาไม่แพง ส่วนการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาช่วยเสริมการเกิดพันธทางเคมีให้แข็งแรงเมื่อใช้คู่กับสารคู่ควบไซเลน(18) วิธีการเคลือบด้วยแผ่นดีบุกและการใช้เลเซอร์ยังไม่เป็นที่นิยมนักเนื่องจากต้องใช้อุปกรณ์พิเศษที่มีค่าใช้จ่ายสูง(17)

ในปัจจุบันมีหลายการศึกษาที่สนใจค่าความแข็งแรงยึดของไทเทเนียมกับพอร์ซเลน ส่วนมากเน้นไปที่งานโลหะเคลือบพอร์ซเลน ในการศึกษาของ Toptan และคณะในปี 2012 ได้ค่าความแข็งแรงยึดเฉือนระหว่างไทเทเนียมอัลลอยด์(Ti-6Al-4V) กับพอร์ซเลนอยู่ที่  $27.1 \pm 8.9$  เมกะปาสคาล และเพิ่มเป็น  $134.0 \pm 43.4$  เมกะปาสคาล ในกลุ่มที่พ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ผสมกับ 125 ไมโครเมตร ความดัน 2 บาร์ ระยะห่าง 10 มม. (19) ในการศึกษาของ Wang และคณะในปี

2013 พบว่าการเคลือบผิวไทเทเนียมด้วยซิลิกาไดออกไซด์สามารถเพิ่มแรงยึดระหว่างไทเทเนียมและพอร์ซเลน(Ti22) โดยเพิ่มจากการปรับปรุงพื้นผิวหลักยึดด้วยวิธีการพ่นอนุภาคอะลูมินาจาก 25.6 เมกะปาสคาล เป็น 33.56 ถึง 40.43 เมกะปาสคาล(20) มีผู้สนใจทำการศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างนิกเกิลโครเมียมอัลลอยด์ที่ปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 110 ไมโครเมตร ที่ความดัน 75 พีเอสไอ 30 วินาที กับการปรับปรุงพื้นผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ พบว่าได้ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวใกล้เคียงกันโดยการพ่นอนุภาคอะลูมินามีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดเหนี่ยวมากกว่าอยู่ที่  $21.35 \pm 4.64$  เมกะปาสคาล ส่วนการทำอะโนไดซ์ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่  $20.92 \pm 4.85$  เมกะปาสคาล(16)

รากเทียมมีประวัติการใช้งานมายาวนาน มีการรายงานถึงความสำเร็จทางคลินิกสูง ทำให้ปัจจุบันการพัฒนารากเทียมจึงมุ่งพัฒนาในส่วนการบูรณะให้มีความสวยงามดังฟันธรรมชาติมากที่สุด โดยคงอัตราการประสบความสำเร็จในทางคลินิกไว้ การบูรณะด้วยครอบฟันแบบเซรามิกล้วนชนิดลิเทียมไดซิลิเกตถูกนำมาใช้ในงานบูรณะรากเทียมมากขึ้นเนื่องจากมีความสวยงามใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติมากมีอัตราอยู่รอดอยู่ที่ร้อยละ 87-97 ในระยะเวลา 5 ปี(9)ในงานวิจัยนี้จึงสนใจศึกษาความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมที่มีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร, วิธีอะโนไดซ์, การพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา, วิธีอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร และวิธีอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาเมื่อเทียบกับไทเทเนียมที่ไม่มีการปรับปรุงพื้นผิวที่ยึดติดกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดมัลติลิงค์เอ็น

### ความมุ่งหมายของงานวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

เพื่อศึกษาค่าแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมเกรด 5 ที่มีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีต่างกับกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต

### ความสำคัญของการวิจัย

ความแข็งแรงยึดระหว่างครอบฟันและหลักยึดเป็นสิ่งสำคัญในงานทันตกรรมรากเทียม การศึกษาการปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมเพื่อเพิ่มความสวยงาม และเพิ่มความแข็งแรงยึดเมื่อบูรณะด้วยเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตสามารถนำไปประยุกต์ใช้ทางคลินิก เพื่อลดค่าใช้จ่ายในการใช้หลักยึดพิเศษแบบอื่น และยังคงข้อดีของหลักยึดไทเทเนียมไว้

## ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองภายในห้องปฏิบัติการ

ศึกษาผลของการปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียม 5 วิธี ได้แก่ การพ่นอนุภาคอะลูมินา, การพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา, วิธีอะโนไดซ์, วิธีอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา และวิธีอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา เทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้ทำการปรับปรุงพื้นผิว

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ ได้แก่ วิธีการปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมที่แตกต่างกัน
2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว (เมกะปาสคาล) ระหว่างพื้นผิวไทเทเนียมกับลิเทียมไดซิลิเกตที่ยึดติดกันด้วยเรซินซีเมนต์

## นิยามศัพท์เฉพาะ

5.1 ความแข็งแรงยึดเหนี่ยว (Shear bond strength) หมายถึง แรงภายในที่ต้านต่อการเลื่อนของระนาบวัตถุหนึ่งออกจากระนาบวัตถุที่ติดกันหรือเป็นแรงที่ต้านต่อการบิดตัวของวัตถุ (GPT 9)

5.2 ไทเทเนียม หมายถึง ธาตุลำดับที่ 22 ในตารางธาตุ นิยมในงานบูรณะที่ไม่ต้องผ่านกระบวนการขึ้นรูป และใช้ในงานรากเทียม เนื่องจากมีความเข้ากับเนื้อเยื่อได้ดี ทำให้เกิดการเจริญเติบโตของเซลล์บนชั้นไทเทเนียมออกไซด์ การตอบสนองของเซลล์บนพื้นผิวของรากเทียมขึ้นกับชนิดของเซลล์, ขั้นตอนการปลดเชื้อ, การทำความสะอาดพื้นผิว, และลักษณะของพื้นผิวนอกจากนี้ไทเทเนียมยังมีคุณสมบัติทางกายภาพที่เนื่องจากมีความแข็งแรงสูง และต้านทานต่อการกัดกร่อน (GPT 9)

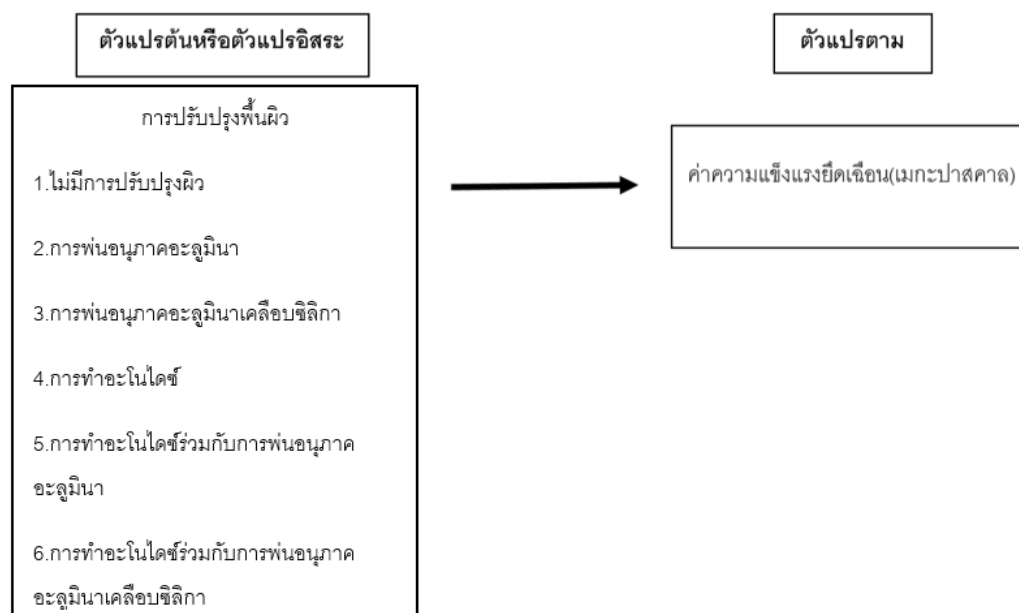
5.3 เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate) หมายถึง เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต เป็นเซรามิกชนิดที่มีซิลิกาเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน

5.4 ไอพีเอส อีแม็ค เพลส (IPS e.max PRESS) หมายถึง ชื่อทางการค้าของเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต ผลิตโดยบริษัทไอโวลาร์วิวาเด็นท์ (Ivoclar Vivadent) นำไปขึ้นรูปด้วยการสูญเสียขี้ผึ้ง (Lost wax technique) และกดอัดเซรามิกเข้าไปในบ้ำหล่อ

5.5 การปรับปรุงพื้นผิวพื้นผิว (Surface treatment) หมายถึง การปรับปรุงพื้นผิวของวัสดุ (โลหะ) เพื่อให้มีคุณสมบัติที่ต้องการ

5.6 การทำอะโนไดซ์ (Anodization) หมายถึง กระบวนการเคลือบผิวโดยกระบวนการทางไฟฟ้าเคมีเพื่อเพิ่มความทนทานต่อการกัดกร่อน เพิ่มสีส่นแก่ชิ้นงานเพิ่มความลื่นโดยการสร้างฟิล์มออกไซด์ใส ที่มีความหนาและแข็งแรงบนผิวของโลหะ

## กรอบแนวคิดในงานวิจัย



## สมมติฐานของการวิจัย

H0 = การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยวิธีการต่างๆจะมีแรงยึดเคียนต่อลิเทียมไดซลิเกตที่ไม่แตกต่างกัน

H1 = การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยวิธีการต่างๆจะมีแรงยึดเคียนต่อลิเทียมไดซลิเกตที่แตกต่างกัน

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

- 1.ไทเทเนียม
- 2.เซรามิก
- 3.ลิเทียมไดซลิเกตกับไทเทเนียม
- 4.การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียม
- 5.การศึกษาแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและลิเทียมไดซลิเกต
- 6.การทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว

#### ไทเทเนียม

ไทเทเนียมถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายทางการแพทย์และทันตกรรมโดยเฉพาะในงานศัลยกรรมกระดูกและงานรากเทียม ไทเทเนียมมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีที่มีความเสถียร, ความหนาแน่นต่ำ(4.5กรัม/ลบ.ซม.), มีความแข็งแรงมากเมื่อเทียบกับปริมาณน้ำหนัก(21) โดยมีน้ำหนักเบากว่าโคบอลต์โครมถึง 2 เท่า และเบากว่าทองถึง 4 เท่า จึงมีการศึกษาเพื่อนำไทเทเนียมมาประยุกต์ใช้แทนอัลลอยด์อื่นในงานฟันปลอมถอดได้(21) นอกจากนี้ไทเทเนียมยังมีความเข้ากับเนื้อเยื่อได้อย่างดีมีอัตราการเกิดการแพ้ระดับต่ำเพียงร้อยละ 0.6 สามารถต้านทานการกัดกร่อนและสร้างชั้นออกไซด์ที่ไม่สามารถละลายน้ำได้ทำให้เกิดการยึดเกาะกับกระดูกรอบรากเทียม

ไทเทเนียมแบบบริสุทธิ์แบ่งออกเป็น 4 เกรด ตามร้อยละของออกซิเจน และแร่เหล็กที่ผสมอยู่ ซึ่งส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุสูงซึ่งจะสูงขึ้นตามร้อยละแร่ผสมที่มากขึ้น ไทเทเนียมอัลลอยด์เกรด 5 (Ti-6Al-4V) เป็นเกรดสุดท้ายที่มีใช้ทางทันตกรรมและมีความแข็งแรงมากกว่าชนิดอื่น ไทเทเนียมถือเป็นวัสดุมาตรฐานของรากเทียมโดยไทเทเนียมเกรด 4 มีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายเนื่องจากการศึกษามายาวนานด้านความปลอดภัย และความสำเร็จในการใช้งานในผู้ป่วย ส่วนไทเทเนียมเกรด 5 ก็ได้รับความสนใจเนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีกว่า และสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อในร่างกายได้ดี จึงเป็นทางเลือกที่น่าสนใจในการนำมาใช้ในงานรากเทียม(21)

ในช่วงทศวรรษที่ผ่านมาได้มีการศึกษาที่สนใจไทเทเนียมและไทเทเนียมอัลลอยด์มาใช้ในงานฟันปลอมแบบถอดได้ และครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้องมากขึ้น เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกล

ที่ดี และราคาย่อมเยากว่าโลหะมีค่า แต่ไทเทเนียมมีข้อเสียคือการสร้างการยึดเหนี่ยวกับพอร์ซเลน ทำได้ค่อนข้างยากเนื่องจากมีจุดหลอมเหลวสูง(1,688 องศาเซลเซียส), สามารถทำปฏิกิริยากับธาตุออกซิเจน, ไนโตรเจน และคาร์บอนทำให้ต้องทำการขึ้นรูปขึ้นงานในสภาวะสุญญากาศหรืออยู่ในภาวะที่เป็นแก๊สเฉื่อย(4) และสามารถใช้ร่วมกับพอร์ซเลนที่มีจุดหลอมเหลวต่ำเท่านั้น(Low fusing porcelain) (22) ปัจจุบันจึงนิยมนำไทเทเนียมมาใช้ในงานรากเทียมเป็นส่วนใหญ่

การนำรากเทียมมาทดแทนฟันที่หายไป 1 ซี่ โดยบริเวณเฉพาะฟันหน้า สามารถใช้งานได้ดี มีความสวยงามที่เหมาะสม และมีอัตราการประสบความสำเร็จสูง แต่ไม่สามารถคาดการณ์ผลลัพธ์เรื่องความสวยงามได้เสมอไป ซึ่งเป็นหัวข้อที่มีผู้สนใจทำการศึกษากันจำนวนมากในปัจจุบัน ปัจจัยในการบูรณะฟันที่ต้องการความสวยงามมากมีหลายประการ อาทิ ตำแหน่งของฟัน, พื้นเอียงลาดบริเวณตัวฟัน, รูปร่าง, สี, ส่วนประกอบของรากเทียมและวัสดุที่ใช้การทำครอบฟัน พบว่าหลายการศึกษาได้แนะนำให้ใช้ครอบฟันที่ทำจากเซรามิกล้วน เพื่อบูรณะตำแหน่งฟันซี่เดียวที่ต้องการ ความสวยงาม โดยมีอัตราการอยู่รอดใน 5 ปีอยู่ที่ร้อยละ 87-97(9)

## เซรามิก

เซรามิกถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรมครั้งแรกในปี 1889 โดย Charles H. Land. ในการทำครอบฟัน และใช้กันอย่างกว้างขวางมากขึ้นในปี 1950 ในช่วงแรกครอบฟันเซรามิกล้วนยังมีปัญหาเรื่องรอยร้าวภายในทำให้ Abraham Weinstein คิดค้นครอบฟันแบบโลหะเคลือบกระเบื้องขึ้นมาในช่วงปลายปี 1950 ซึ่งเป็นที่นิยมและประสบความสำเร็จทางคลินิกอย่างสูง แต่มีข้อเสียคืออาจเกิดการแพ้โลหะได้ในผู้ป่วยบางราย การเปลี่ยนสีของโลหะเป็นสีดำเกิดจากการที่ไอออนของโลหะหลุดออกมา ทำให้เนื้อเยื่อโดยรอบเกิดรอยดำ และการที่ครอบฟันมีโลหะอยู่ด้านล่างทำให้แสงไม่สามารถผ่านได้ทำให้เห็นเหงือกเป็นสีดำมากขึ้น ต่อมาได้มีการนำครอบฟันแบบเซรามิกล้วนกลับมาใช้อีกครั้งในปี 1965 โดยมีการใส่อะลูมินาพอร์ซเลนเพิ่มเป็นร้อยละ 50 แทนที่เฟลสปาติกพอร์ซเลน McLean และ Hughe คิดค้นครอบฟันพอร์ซเลนแบบใหม่โดยมีแกนด้านในที่มีส่วนประกอบของผลึกอะลูมินาอยู่ร้อยละ 40-50 แม้ว่าจะมีความแข็งเป็น 2 เท่า ของ โลหะเคลือบกระเบื้องแต่สามารถใช้ได้เฉพาะกับฟันหน้าเท่านั้นปัจจุบันจึงไม่นิยมใช้(23) เซรามิกสามารถแบ่งอย่างง่ายตามองค์ประกอบออกเป็น 2 กลุ่มหลัก คือ

กลุ่มที่ 1 เซรามิกชนิดพื้นฐานเป็นซิลิกา(Glass ceramic หรือ semi-translucent ceramics) สามารถใช้กรดกัดให้เกิดรูพรุนที่พื้นผิวเพื่อเพิ่มการยึดเกาะเชิงกลได้ เนื่องจากมีส่วนประกอบของซิลิกาและมีสีใสสวยงามมักใช้ในงานบูรณะฟันซี่เดียวที่ต้องการความสวยงามบริเวณ

พื้นหน้า ได้แก่ กลุ่มเฟลสปาติกมีค่าความแข็งแรงอยู่ที่ 60-70 เมกะปาสคาล กลุ่มฟลูออโรอะพาไทต์มีค่าความแข็งแรงอยู่ที่ 100-120 เมกะปาสคาล, และกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตมีค่าความแข็งแรงอยู่ที่ 350-450 เมกะปาสคาล

กลุ่มที่ 2 เซรามิกชนิดออกไซด์ของโลหะ(Oxide ceramic) มีความแข็งแรงมาก มีซิลิกาเป็นองค์ประกอบไม่เกินร้อยละ 15 ทำให้ไม่สามารถใช้กรดทำการกัดให้เกิดรูพรุนได้ต้องใช้การยัดติดเชิงกล เช่น การเคลือบผิวด้วยซิลิกา ร่วมกับการใช้สารไฮเลน และการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินา (24) มักใช้ในกลุ่มคนไข้ที่จะทำครอบฟันหรือสะพานฟันได้แก่ อะลูมินามีค่าความแข็งแรงอยู่ที่ 450-650 เมกะปาสคาลและเซอร์โคเนียออกไซด์มีค่าความแข็งแรงอยู่ที่ 900 เมกะปาสคาล(23)

### ลิเทียมไดซิลิเกตกับไทเทเนียม

จุดมุ่งหมายสูงสุดของงานทันตกรรมรากเทียมในปัจจุบันไม่ใช่แค่การทำเพื่อให้ใช้งานได้ แต่ต้องมีความสวยงามคล้ายคลึงฟันธรรมชาติ(25) การศึกษาในปัจจุบันมุ่งเน้นไปที่การพัฒนาวัสดุที่นำมาทำหลักยึด, การออกแบบหลักยึด, การปรับปรุงพื้นผิว, วัสดุยึดติด, วัสดุที่นำมาทำครอบฟัน และความสะดวกของเนื้อเยื่อครอบรากเทียม เพื่อให้สามารถคงสภาพเดิม และใช้งานได้ อย่างยาวนาน(3, 26) ไทเทเนียมยังมีข้อด้อยในเรื่องของความสวยงามเนื่องจากสีของโลหะมักจะ สะท้อนออกมาจากเนื้อเยื่อครอบรากเทียมและครอบฟันที่ทำจากวัสดุที่มีความใส ในปัจจุบันบริเวณ พื้นหน้านิยมใช้วัสดุเซรามิกล้วนชนิดลิเทียมไดซิลิเกตมาบูรณะเนื่องจากเซรามิกชนิดนี้มีความสวยงามคล้ายฟันธรรมชาติ เนื่องจากเนื้อของเซรามิกประกอบด้วยอนุภาคขนาดเล็กที่มีความสามารถให้แสงผ่านได้ในระดับปานกลาง และมีดัชนีการหักเหของแสงที่แตกต่างกันไป ทำให้สามารถดูดกลืนแสงที่ผ่านเข้ามาบางส่วนลดความเข้มข้นของแสงที่สะท้อนกลับ เมื่อนำมาใช้ทำ ครอบฟันหน้าจึงให้ความเป็นธรรมชาติ(27) สามารถเข้ากับเนื้อเยื่อได้ดีแลประสบความสำเร็จทาง คลินิกสูง(28)

การยึดติดระหว่างครอบฟันเซรามิกและหลักยึดเป็นสิ่งสำคัญเกี่ยวกับการประสบความสำเร็จทางคลินิก และความคงทนของครอบฟัน การปรับปรุงพื้นผิวของเซรามิกเพื่อสร้างการ ยึดเกาะทางกลระดับจุลภาคกับเรซินซีเมนต์โดยใช้กรดไฮโดรฟลูออริก ร่วมกับการทาสารไฮเลนเพื่อ สร้างการยึดเกาะทางเคมี เป็นวิธีมาตรฐานที่ยอมรับโดยทั่วไป(29) เช่นเดียวกับที่ Garboza และ คณะในปี 2016 รายงานว่าการปรับปรุงพื้นผิวของเซรามิกดังกล่าวข้างต้นเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุด เนื่องจากมีขั้นตอนไม่ยุ่งยาก และลดอัตราความล้มเหลวในการยึดติดกับเรซินซีเมนต์(30) การทาสารยึดติด เช่น ไฮเลน ระหว่างเซรามิกและเรซินซีเมนต์เป็นสิ่งที่จำเป็นต้องทำเพื่อเพิ่มแรงยึด

ระหว่างหลักยึดและยับยั้งการแตกหักของเซรามิก(31) ในปัจจุบันมีการนำสารไฮเลนไปผสมกับ ฟังก์ชันนอลมอนอเมอร์ตัวอื่นเกิดเป็นสารยึดติดแบบอเนกประสงค์ เพื่อลดความยุ่งยากในการเก็บ รักษาและใช้สารยึดติดหลายตัว มีหลายการศึกษาที่ได้ทำการทดสอบความแข็งแรงยึดติดของเรซิน ซีเมนต์ และทันตวัสดุต่างๆที่มีการทาสารยึดติดแบบอเนกประสงค์ พบว่าได้ค่าความแข็งแรงยึดอยู่ ระดับที่น่าพึงพอใจ(29)

### การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียม

ความสามารถในการต้านทานการหลุดของคราบพื้นแบบยึดติดด้วยซีเมนต์ขึ้นอยู่กับ รูปร่างของหลักยึดหลังกรอแต่ง,พื้นที่ผิวสัมผัส,ความสูงของหลักยึดโดยความสูงของหลักยึด ไทเทเนียมสำเร็จรูปจากโรงงานมีความสูง 5-9 มม., ความขรุขระของหลักยึดและชนิดของซีเมนต์ที่ นำมาใช้งาน(32)

การเพิ่มความขรุขระให้ผิวของโลหะในบริเวณที่ต้องการให้เกิดการยึดติด สามารถเพิ่ม ค่าแรงยึดติดได้อย่างมีประสิทธิภาพเพื่อเพิ่มการยึดติดทางกล การพ่นอนุภาคอะลูมินาเป็นวิธีที่ทำ ได้ไม่ยุ่งยากและราคาย่อมเยา การปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีทางเคมีอื่นๆ เช่น การเคลือบด้วยดีบุก หรือการเคลือบด้วยซิลิกาไมใช่วิธีที่นิยมทำโดยทั่วไปในการเพิ่มแรงยึดติดเนื่องจากต้องใช้อุปกรณ์ เพิ่มเติม(17, 33, 34) ด้วยเหตุผลดังกล่าวทำให้การพ่นอนุภาคอะลูมินาบนพื้นผิวของไทเทเนียมจึง เป็นที่นิยมและยอมรับโดยทั่วไป(29) การพ่นอนุภาคอะลูมินาทำให้พื้นผิวของไทเทเนียมมีการ เปลี่ยนแปลงทั้งทางด้านกายภาพและทางเคมีเป็นการกำจัดสารอินทรีย์ที่ปนเปื้อน และทำให้ พื้นผิวของโลหะเกิดความขรุขระ ซึ่งจะทำให้เกิดการยึดเชิงกลกับวัสดุที่นำมาเคลือบ และเพิ่มการ ยึดติดของพอร์ซเลนบนผิวของโลหะ มีการประมาณว่าการพ่นอนุภาคอะลูมินานั้นสามารถเพิ่ม พื้นที่ผิวของโลหะเพิ่มขึ้นถึง 6.25 เท่า(35) วิธีนี้เป็นวิธีการกำจัดชั้นออกไซด์ที่อยู่บนพื้นผิวของ ไทเทเนียมเพื่อสร้างชั้นออกไซด์ใหม่ที่มีความเสถียรมากกว่า ซึ่งจะช่วยเพิ่มคุณสมบัติทางเคมีเพื่อทำ ปฏิกริยากับฟังก์ชันนอลมอนอเมอร์ที่อยู่ในสารยึดติดต่างๆได้ดีขึ้น การเคลือบด้วยซิลิกาจะยิ่งช่วย เพิ่มแรงยึดติดมากกว่าการใช้อะลูมินาเพียงอย่างเดียว นอกจากนี้ยังมีการรายงานว่าเศษผงอะลูมิ นาที่เหลืออยู่บนผิวของไทเทเนียมหลังการพ่นอนุภาคอะลูมินานั้นไปรบกวนการทำปฏิกิริยาของ สารไฮเลน หรือไฟร์เมอร์ จึงควรมีการทำทำความสะอาดผิววัสดุหลังพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยการล้าง ด้วยเครื่องอัลตราโซนิก(22, 36)

การศึกษาผลของการพ่นอนุภาคอะลูมินาบนพื้นผิวของไทเทเนียมเกรด 2 ทำให้ความ แข็งแรงยึดเชื่อมต่อพอร์ซเลนชนิดเฟลสปาติคมากขึ้น เนื่องจากความขรุขระของผิวไทเทเนียมที่

ผ่านทำการพ่นอนุภาคอะลูมินาเพิ่มการยึดเกาะเชิงกลเพิ่มการสัมผัสของไทเทเนียมต่อพอร์ซเลน และส่งผลต่อความคงทนของชิ้นงาน โดยใช้อนุภาคอะลูมินาออกไซด์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 150 ไมโครเมตร จาก 33.53±3.12 เมกะปาสคาล เป็น 48.62±2.62 เมกะปาสคาล (37) สอดคล้องกับการศึกษาของ Toptan และคณะในปี 2012 ได้ค่าแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมอัลลอยด์(Ti-6Al-4V) อยู่ที่ 27.1±8.9 เมกะปาสคาล ในพอร์ซเลนที่ติดกับไทเทเนียมที่มีการขัดเรียบ แต่ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวเพิ่มมากขึ้นถึง 134.0±43.4 เมกะปาสคาล ในกลุ่มไทเทเนียมที่นำไปพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยอนุภาค (38) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Mehmet และคณะในปี 2016 พบว่าแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมเกรด 5 กับเรซินซีเมนต์(U200) มีค่าเท่ากับ 3.08 เมกะปาสคาล แต่เมื่อมีการปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียมด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาขนาด 110 ไมโครเมตร (Rocatec™ Pre, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ให้ค่าแรงยึดเหนี่ยวเท่ากับ 13.74 เมกะปาสคาล ซึ่งมากกว่าวิธีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธี Nd:Yag หรือ Er:Yag laser ที่มีค่ากำลังแรงยึดเหนี่ยวเพียง 5.81 เมกะปาสคาล (7)

จากการศึกษาของ Tamac และคณะในปี 2018 พบว่าการพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 และ 150 ไมโครเมตรมีความแตกต่างของความแข็งแรงยึดระหว่างไทเทเนียมและพอร์ซเลนอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ (39) สอดคล้องกับ Wang และคณะในปี 2010 ที่พบว่าค่าความแข็งแรงยึดระหว่างไทเทเนียมที่พ่นอนุภาคอะลูมินา ขนาด 50 ไมโครเมตร กับ 125 ไมโครเมตรและพอร์ซเลนมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ (22) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ B.J. Ho และคณะในปี 2015 ที่ได้ทำการศึกษาถึงระยะ(5,10 และ 15 มม.) และมุมการพ่น(45°,60°,75° และ90°)ด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาขนาด 110 ไมโครเมตร(Rocatec™ Pre,3M ESPE,St. Paul,MN,USA) ที่แตกต่างกันต่อค่าความแข็งแรงยึดของเนื้อของเซอริโคเนีย และไทเทเนียมเกรด 2 ต่อเรซินซีเมนต์ โดยไทเทเนียมมีค่าเฉลี่ยแรงยึดเหนี่ยวสูงสุด19 เมกะปาสคาล ที่ระยะ 15 มม.มุม 75° และเซอริโคเนียมีค่าเฉลี่ยแรงยึดเหนี่ยวสูงสุด 17.5 เมกะปาสคาลที่ระยะ 5 มม.มุม75°แต่ได้สรุปผลว่าการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาด้วยมุม 90°และ 75°ในระยะระหว่าง 5-15 มม. มีความแตกต่างของค่าแรงยึดเหนี่ยวอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ(40) นอกจากนี้คำแนะนำของรากเทียมยี่ห้อโนเบลไบโอแคร์(Nobel Biocare™) รุ่นออนวัน(On1™) มีการแนะนำการเตรียมสภาพผิวของหลักยึดไทเทเนียม(Universal abutment) ก่อนยึดติดกับครอบฟัน ด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตรที่ความดัน 2 บาร์และนำไปทำความสะอาดด้วยน้ำในเครื่องอัลตราโซนิกด้วยเช่นกัน (41)

การทำอะโนไดซ์เป็นการปรับปรุงพื้นผิวโลหะโดยเพิ่มความหนาของชั้นออกไซด์บนพื้นผิว มีความหนาประมาณ 30-150 นาโนเมตร ทำให้เกิดออกไซด์ที่มีความหนาในระดับต่างๆขึ้นอยู่กับความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่กำหนด ชั้นของออกไซด์จะมีสีต่างกันขึ้นกับการตกกระทบของแสง บนแผ่นออกไซด์วิธีการนี้สามารถสร้างสีชมพูหรือสีทองบนผิวโลหะไทเทเนียมโดยไม่ต้องใช้สีย้อม (9) นอกจากนี้พื้นผิวของไทเทเนียมยังมีการเปลี่ยนแปลงต่างกันขึ้นกับระดับความต่างศักย์ทางไฟฟ้า ทำให้มีการตอบสนองต่อเนื้อเยื่อรอบรากเทียมต่างกัน เป็นประโยชน์ด้านความสวยงาม มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปากมากขึ้นมีการรายงานว่าพื้นผิวอะโนไดซ์เพิ่มการเจริญเติบโตของไฟโบรบลาสต์(Fibroblast) และพรีออสติโอ-บลาสต์(Preosteoblast) และการยึดเกาะของเซลล์เยื่อบุผิว(Epithelial cell) และไฟโบรบลาสต์(42) ลดการอักเสบของเนื้อเยื่อบริเวณรอบรากเทียม(6) สอดคล้องกับการศึกษาของ Teng และคณะในปี 2018 ที่แสดงให้เห็นถึงแถบการการยึดเกาะของเนื้อเยื่อเกี่ยวพันบนพื้นผิวของหลักยึดไทเทเนียมที่นำไปทำการอะโนไดซ์มากกว่าหลักยึดไทเทเนียมธรรมดา(43) ในการศึกษาของ Susin และคณะในปี 2019 ที่ทำการเปรียบเทียบการตอบสนองของเนื้อเยื่ออ่อนรอบรากเทียมระหว่างหลักยึดที่ทำจากไทเทเนียมกับหลักยึดไทเทเนียมที่มีการนำไปทำอะโนไดซ์ในชากรรไกรของหมูหลังฝังรากเทียมเป็นเวลา 6 และ 13 สัปดาห์ ได้ผลการศึกษารูปได้มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติของสภาพทางระหว่างจุลกายวิภาคศาสตร์เนื้อเยื่อในด้านต่างๆทั้งเรื่องของการอักเสบ ความสูงของเนื้อเยื่ออ่อน การสัมผัสระหว่างรากเทียมและกระดูก และความหนาแน่นของกระดูก แสดงให้เห็นว่าการทำอะโนไดซ์บนพื้นผิวของไทเทเนียมไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงสภาพความเข้ากันได้ต่อเนื้อเยื่อบนพื้นผิวไทเทเนียม (42) ต่างจากการเคลือบผิวไทเทเนียมไนไตรด์ซึ่งอาจทำให้เกิดแพ้ของเนื้อเยื่อโดยรอบรากเทียมได้(8) ค่าความขรุขระของผิวไทเทเนียมที่ผ่านการอะโนไดซ์คือ 0.13 ไมโครเมตร ซึ่งน้อยกว่าการปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีการใช้กรด(0.26-3.75 ไมโครเมตร) ความขรุขระของผิวไทเทเนียมในส่วนที่ใกล้ชิดกันเนื้อเยื่ออ่อนส่งผลต่อการสะสมของคราบจุลินทรีย์ และทำให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อซึ่งอาจก่อให้เกิดละลายของกระดูกโดยรอบรากเทียมอันเป็นปัจจัยที่ส่งผลให้เกิดความล้มเหลวในงานทันตกรรมรากเทียม(44)

นอกจากนี้ยังมีวิธีการอื่นเช่นการปกปิดสีไทเทเนียมด้วยการเคลือบผิวด้วยเซรามิกซึ่งทำให้หลักยึดมีความหนามากขึ้นลดพื้นที่ในการบูรณะด้วยครอบฟัน และการเคลือบด้วยสารไทเทเนียมไนไตรด์ทำให้เกิดสีทองคล้ายวิธีอะโนไดซ์ ซึ่งสร้างชั้นออกไซด์ที่มีความหนา 1-5 ไมโครเมตร ซึ่งอาจไม่ทนต่อสภาวะในช่องปาก(9)

วิธีการปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียมที่สามารถใช้ได้ง่ายทางคลินิกอีกวิธีหนึ่ง คือ ระบบโคเจท (Cojet system, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) เป็นการเพิ่มการยึดติดทั้งเชิงกลด้วยการเพิ่มความขรุขระให้ผิววัสดุและเชิงเคมีด้วยการเกิดไตรโบเคมีคอลลซิริลิกาโค้ทติ้ง (Tribochemical silica coating) และการใช้สารไซเลน โคเจท แซนด์มีขนาดอนุภาค 30 ไมโครเมตร สามารถใช้งานได้ง่าย ช่างแก้วในคลินิกทันตกรรมด้วยการใช้เครื่องพ่นอนุภาคอะลูมินาในคลินิก ก่อนทาสารไซเลน เพื่อเพิ่มการยึดติดทางเคมี (45, 46)

### การศึกษาแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและลิเทียมไดซิลิเกต

จากการศึกษาค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมที่ยึดติดกับลิเทียมไดซิลิเกต ด้วยเรซินซีเมนต์ 4 ชนิด โดยไทเทเนียมมีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตรความดัน 2 บาร์ ที่ระยะ 10 มม. และทาสารยึดติดตามระบบที่ผู้ผลิตแนะนำ ของ Wanichanorm T. ในปี 2015 ได้ผลว่าชั้นทดสอบที่ยึดติดกันด้วยเรซินซีเมนต์รุ่นมัลติลิงค์อิมพลานท์ให้ค่าความแข็งแรงยึดติดเฉือนสูงสุดอยู่ที่ 58.27 เมกะปาสคาล ตามมาด้วยเรซินซีเมนต์รุ่นรีไลเอ็กซ์ที่ 45.81 เมกะปาสคาล, เรซินซีเมนต์รุ่นพานาเวียเอฟทู 39.42 เมกะปาสคาล และเรซินซีเมนต์รุ่นซูเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี 39.55 เมกะปาสคาล (47) ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Guilherme และคณะในปี 2016 ที่ได้ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมอัลลอยด์ (Ti-6Al-4V) ที่ยึดติดกับลิเทียมไดซิลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์ (Duo-Link Universal; Bisco) มีค่ามากที่สุดในกลุ่มของไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 50 ไมโครเมตรมีค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งแรงยึดอยู่ที่  $53.0 \pm 9.7$  เมกะปาสคาล และค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดเหนี่ยวน้อยที่สุดในกลุ่มที่ทำการปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาและใช้กรดไฮโดรฟลูออริกความเข้มข้นร้อยละ 9.5 เวลา 30 วินาที อยู่ที่  $13.1 \pm 6.0$  เมกะปาสคาล น้อยกว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียมก่อนยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์กับลิเทียมไดซิลิเกตที่มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดเหนี่ยวอยู่ที่  $23.4 \pm 13.0$  เมกะปาสคาล (28)

### การทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว

ความแข็งแรงยึด คือ แรงที่กระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ ที่ใช้ในการทำลายการยึดติดระหว่างหน้าตัดของวัสดุ (48) การทดสอบความแข็งแรงยึดติดนิยมกระทำในการทดลองเพื่อพัฒนาระบบการยึดติดของเรซินซีเมนต์ แบ่งออกเป็น 2 วิธีที่นิยมทดสอบ คือ การทดสอบความแข็งแรงยึดแบบดึง และการทดสอบความแข็งแรงยึดแบบเฉือน การทดสอบความแข็งแรงยึดแบบเฉือนเป็นวิธีที่นิยมในการทดสอบความสามารถการยึดอยู่ระหว่างครอบฟันและหลักยึด เนื่องจากสามารถ

ทำได้ไม่ยุ่งยากและมีอัตราการผิดพลาดในขั้นตอนการทดสอบน้อยกว่าหากเทียบกับการทดสอบค่าความแข็งแรงยึดแบบดึง(49, 50) นอกจากนี้แรงยึดเฉือนยังเป็นรูปแบบของแรงที่เกิดมากที่สุด ในระหว่างบดเคี้ยว(51) ในการศึกษาจึงเลือกใช้การทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนโดยได้ยึดวิธีตามองค์การมาตรฐานสากล (International Organization for Standardization:ISO)ที่ได้กำหนดรูปแบบการทดสอบค่าความแข็งแรงยึดระหว่างเนื้อฟันและวัสดุทางทันตกรรม อ้างอิงวิธีการทดสอบจากไอเอสโอ 29022 (ISO/TS 29022)(52) เป็นหลัก



### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

- 1.การกำหนดขนาดตัวอย่าง
- 2.การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
- 3.การเก็บรวบรวมข้อมูล
- 4.การวิเคราะห์ข้อมูล

#### การกำหนดขนาดตัวอย่าง

(อ้างอิงจาก ISO/TS 29022 แนะนำให้ใช้ตัวอย่างกลุ่มละ 15 ชิ้น สำหรับทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเคียน)

ไทเทเนียมจำนวน 96 ชิ้น แบ่งออกเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 16 ชิ้น (90 ชิ้น นำไปทดสอบความแข็งแรงยึดเคียนและ 6 ชิ้น นำไปสังเกตและวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุนบนพื้นผิวภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน)

เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิติเลตจำนวน 90 ชิ้น แบ่งออกเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ชิ้น

#### การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

- 1.ไทเทเนียม(Ti-6Al-4V, Baoji Seabird Metal Material,Shaanxi; China) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม. หนา 3 มม.
- 2.เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิติเลต(IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)เส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. หนา 3 มม.
- 3.เรซินซีเมนต์(Multilink-N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)
- 4.สารไพรเมอร์(Monobond N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)
- 5.กรดไฮโดรฟลูออริก(4.8% IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)
- 6.อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา(Cojet™ Sand, 3M ESPE; Seefeld, Germany)
- 7.อนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร(Truetch, Ortho Technology; USA)
- 8.ท่อพอลิไวนิลคลอไรด์ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 22 มม. ยาว 20 มม.

9. สติ๊กเกอร์ทรงกลมเจาะรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. หนา 50 ไมโครเมตร(Nanmee; Samut Prakan, Thailand)

10. อะคริลิกเรซินชนิดป่นตัวเอง(Unifast™ trad, GC America Inc; USA)

11. แม่แบบสแตนเลส

12. ไบมีดเฉือน

13. เครื่องสำรวจความขนานแบบดัดแปลง

14. เครื่องทดสอบสากล(Universal testing machine, Shimadzu, Japan)

15. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน (JSM-6510 Series Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd., Japan)

16. กล้องสเตอริโอไมโครสโคป (Stereomicroscope; SZ61, OLYMPUS Co., LTD, Tokyo, Japan)

16. เครื่องฉายแสง(SmartLite® FOCUS, Dentsply Sirona; PA, USA)

17. ตู้ควบคุมอุณหภูมิ(MEMMERT Type BE 600 in Leszno, Poland)

18. เครื่องล้างความถี่สูง(Sonorex digitec, Bandelin ;Berlin, Germany)

19. เครื่องขัด(Nano 1000t polisher, Pace technologies; Arizona; USA)

20. เครื่องพ่นอนุภาคอะลูมินาในคลินิก(MicroEtcher™ IIA, ZEST; CA, USA)

21. เครื่องพาวเวอร์ซัพพลาย(Switching DC Power Supply KPS1203D, Wanptek; China)

22. เครื่องตัดความเร็วต่ำ(ISOMET 1000, USA)

23. นาฬิกาจับเวลา

ตาราง 1 แสดงองค์ประกอบของวัสดุที่ใช้ในการศึกษาบริษัทผู้ผลิตและรหัสกำกับสินค้า

วัสดุ	ส่วนประกอบ	บริษัทผู้ผลิต	รหัสกำกับ สินค้า
ไทเทเนียมเกรด 5	Ti-6Al-4V	Baoji Seabird Metal Material, Shaanxi; China	B16082322
เซรามิกชนิดลิเทียม	SiO <sub>2</sub> , Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> ,	Ivoclar Vivadent;	X43871
ไดซิติเลต(IPS e.max Press)	ZnO, other oxides and ceramic pigments	Schaan, Liechtenstein	X47063
อนุภาคอะลูมินา	50 µm, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Truetch, Ortho Technology, Florida; USA	22147
อนุภาคอะลูมินา เคลือบซิลิกา(Cojet Sand)	30 µm, silica-modified Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	3M Deutschland GmbH, Neuss; Germany	5248955
กรดไฮโดรฟลูออริก (IPS ceramic etching gel)	4.8%HF	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	Y34242
สารไพรเมอร์ (Monobond N)	Ethanol, 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate, 10-MDP, disulfideacrylate	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	Y46574
เรซินซีเมนต์ (Multilink-N)	Dimethacrylate, HEMA, Barium glass, Ytterium trifluoride, Spheroid mixed oxide	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	Y26001

การเตรียมตัวอย่างทดลอง

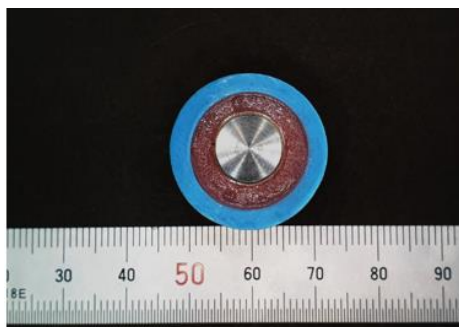
### 1. การเตรียมชิ้นไทเทเนียม

นำไทเทเนียมอัลลอยด์เกรด 5 (Ti-6Al-4V, Baoji Seabird Metal Material, Shaanxi; China) ทรงกระบอกยาว เส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม. ตัดด้วยเครื่องตัด (ISOMET 1000, USA) ให้ได้ชิ้นงานความหนา 3 มม. จำนวน 96 ชิ้น จากนั้นขัดด้วยกระดาษทราย (Silicon carbide paper, TOA; Thailand) ความละเอียด 600, 800, 1,000 และ 1,200 ภายใต้น้ำหล่อเย็น ความเร็ว 100 รอบ/นาที ในทิศทวนเข็มนาฬิกา เป็นเวลา 15 วินาทีต่อกระดาษทรายหนึ่งเบอร์ (Nano 1000t polisher, Pace technologies; Arizona, USA) จากนั้นทำความสะอาดชิ้นงานด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิก (Sonorex digitec, Bandelin ; Berlin, Germany) เป็นเวลา 10 นาที ก่อนนำมาเป่าให้แห้งด้วยลมที่ปราศจากน้ำมันจากทริปเปิลไซริงค์

แบ่งชิ้นงานจำนวน 45 ชิ้นมาฝังลงในท่อพีวีซี (เส้นผ่าศูนย์กลาง 22 มม. สูง 20 มม.) ด้วยอะคริลิกเรซิน (Unifast™ trad, GC America Inc; USA) หลังจากนั้นแบ่งชิ้นงานออกเป็น 3 กลุ่ม และแปะด้านบนของไทเทเนียมด้วยสติ๊กเกอร์ทรงกลมที่เจาะรูตรงกลางขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. เพื่อทำการกำหนดพื้นที่ยึดเกาะ และเตรียมชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซีอีก 3 ชิ้น เพื่อทำการปรับปรุงพื้นผิว ก่อนนำไปสังเกตสภาพพื้นผิวภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน



ภาพประกอบ 1 แสดงตัวอย่างชิ้นงานไทเทเนียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม. หนา 3 มม.



ภาพประกอบ 2 แสดงการลงตัวอย่างทดลองในแม่แบบโพลีไวนิลคลอไรด์

กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม ขึ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น นำไปทำความสะอาดด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที จากนั้นเป่าด้วยทริปเปิลไซริงค์จนแห้งสนิท ทาด้วยสารไพรเมอร์(Monobond N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) 60 วินาที ก่อนเป่าลมเพื่อระเหยสารละลาย

กลุ่มที่ 2 กลุ่มที่นำไปปรับพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินา ขึ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น พ่นด้วยด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 50 ไมโครเมตร(Truetch, Ortho Technology; USA) ใช้ความดันเครื่องพ่น 2 บาร์ เป็นระยะเวลา 20 วินาที ระยะห่าง 10 มม. ด้วยเครื่องพ่นอนุภาคอะลูมินา(MicroEtcher™ IIA, ZEST; CA, USA) จากนั้นนำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที และเป่าแห้งด้วยทริปเปิลไซริงค์ ทาด้วยสารไพรเมอร์ 60 วินาที ก่อนเป่าระเหยสารละลาย

กลุ่มที่ 3 กลุ่มที่ปรับพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาที่ผ่านการเคลือบผิวด้วยซิลิกาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 30 ไมโครเมตร (Cojet™ Sand, 3M ESPE, Seefeld; Germany) นำชิ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น ใช้ความดันเครื่องพ่น 2 บาร์ 15 วินาที ระยะห่าง 10 มม. ด้วยเครื่องพ่นอนุภาคอะลูมินาชนิดใช้ในคลินิก (MicroEtcher™ IIA, ZEST; CA, USA) เป่าด้วยทริปเปิลไซริงค์เพื่อกำจัดอนุภาคซิลิกาส่วนเกิน ทาด้วยสารไพรเมอร์ (Monobond N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) 60 วินาที ก่อนเป่าระเหยสารละลาย

นำชิ้นงานจำนวน 48 ชิ้น ไปทำการอะโนไดซ์ด้วยความต่างศักย์ 60 โวลต์ ล้างออกด้วยน้ำกลั่นแบบไหลผ่าน จากนั้นนำชิ้นงาน 45 ชิ้น ไปฝังลงในท่อพีวีซี และอีก 3 ชิ้นไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี แบ่งชิ้นงานทั้งหมดออกเป็น 3 กลุ่ม

กลุ่มที่ 4 กลุ่มปรับปรุงพื้นผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ นำชิ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น นำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที หลังจากนั้นเป่าด้วยทริปปเปิลไซริงค์จนแห้งสนิท ทาด้วยสารไพรเมอร์ 60 วินาที ก่อนเป่าระเหยสารละลาย

วิธีการทำอะโนไดซ์บนพื้นผิวไทเทเนียม

1.เตรียม เครื่องพาวเวอร์ซัพพลาย (Switching DC Power Supply KPS1203D, Wanptek; China)

2.ใช้สารละลายโซเดียมไบคาร์บอเนตความเข้มข้นโดยมวลต่อปริมาตรเท่ากับร้อยละ 1.96 โดยมวล(5 กรัม/250มล.) เป็นสารละลายอิเล็กโทรไลต์

3.ติดอะลูมิเนียมฟอล์ยขนาด 3x6 เซนติเมตรในฝั่งขั้วลบ และจุ่มลงไปในสารละลายโซเดียมไบคาร์บอเนต เพื่อทำหน้าที่เป็นแคโทด

4.ติดปลายฝั่งขั้วบวก(แอโนด) กับชิ้นไทเทเนียมที่ทำความสะอาดแล้ว โดยมีปลายอีกข้างต่อกับพาวเวอร์ซัพพลายโดยไม่นำลงไปจุ่มสารละลายโซเดียมไบคาร์บอเนตเพื่อให้มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านไทเทเนียมอย่างเหมาะสม

5.นำไทเทเนียมจุ่มลงไปในสารละลายอิเล็กโทรไลต์อย่างระมัดระวังโดยห้ามให้ขั้วที่หนีบโดนสารละลาย

6.เปิดเครื่องพาวเวอร์ซัพพลาย จัปรับบริเวณของสายไฟเส้นที่ต่อกับไทเทเนียม

7.นำไทเทเนียมไปจุ่มในสารละลายอิเล็กโทรไลต์เป็นเวลา5-10วินาที โดยสีของพื้นผิวไทเทเนียมขึ้นกับปริมาณแรงดันไฟฟ้าของกระแสไฟที่ใช้(ตั้งแต่สีทอง สีม่วง สีฟ้า สีชมพู สีเขียว) ในการศึกษานี้ใช้ปริมาณแรงดันไฟฟ้าอยู่ที่ 60 โวลต์เพื่อให้ได้ชิ้นไทเทเนียมสีทอง

8.นำไทเทเนียมไปล้างด้วยน้ำกลั่น ตรวจสอบดูสีที่เกิดขึ้นว่าตรงกับที่ต้องการ

กลุ่มที่ 5 กลุ่มปรับปรุงพื้นผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา นำชิ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น นำมาพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร และล้างด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที เป่าจนแห้งสนิทด้วยทริปปเปิลไซริงค์ ทาด้วยสารไพรเมอร์ 60 วินาที ก่อนเป่าระเหยสารละลาย

กลุ่มที่ 6 กลุ่มปรับปรุงพื้นผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา นำชิ้นงานที่ฝังลงในท่อพีวีซีจำนวน 15 ชิ้น และชิ้นงานที่ไม่ได้ฝังลงในท่อพีวีซี 1 ชิ้น ไปเคลือบด้วยสารซิลิกา เป่าด้วยทริปปเปิลไซริงค์เพื่อกำจัดอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาส่วนเกิน ทาด้วยสารไฮเลน 60 วินาที ก่อนเป่าระเหยสารละลาย

ชิ้นงานที่ไม่ได้นำไปฝังลงท่อพีวีซีกลุ่มละ 1 ชิ้น จำนวนทั้งหมด 6 ชิ้น จะนำไปศึกษาสภาพผิวภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน(JSM-6510 Series Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd., Japan) ที่กำลังขยาย 500 และ 1,000 เท่า

ตาราง 2 แสดงการแบ่งแยกกลุ่มชิ้นงานตามวิธีการปรับปรุงพื้นผิว

กลุ่มที่	วิธีการปรับปรุงผิว	ย่อ
1	ไม่ปรับปรุงผิว(control group)	CT
2	การพ่นอนุภาคอะลูมินา(50- $\mu$ m aluminum oxide airborne particle abrasion)	SB
3	การพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา(silica coating)	CJ
4	การทำอะโนไดซ์(anodization)	AN
5	การทำอะโนไดซ์และพ่นอนุภาคอะลูมินา(anodization then 50- $\mu$ m aluminum oxide airborne particle abrasion)	ANSB
6	การทำอะโนไดซ์และพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา(anodization oxidation then silica coating)	ANCJ



ภาพประกอบ 3 แสดงเครื่องพ่นอนุภาคอะลูมินาชนิดใช้ในคลินิก(MicroEtcher™  
IIA,ZEST;CA,USA)



ภาพประกอบ 4 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ( MEMMERT Type BE 600 in Leszno,Poland)



ภาพประกอบ 5 กล้องสเตอริโอไมโครสโคป(Stereomicroscope;SZ61,OLYMPUS Co.,LTD,  
Tokyo, Japan)

## 2. การเตรียมชิ้นเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต

เซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) เตรียมตัวอย่างชิ้นงานขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. หนา 3 มม. โดยนำไปขึ้นรูปโดยใช้ซอฟต์แวร์ออกแบบสามมิติ(Exocad,DantalCad 3.0) พิมพ์แม่แบบอะคริลิคเรซิน ปักสปูลงอินเวสต์เม้น (Phosphate bonded investment) ในริง จากนั้นทำการหล่อขึ้นรูปเปลี่ยนเป็นชิ้นงานลิเทียมไดซิลิเกตด้วยวิธีการกดอัด หลังจากชิ้นงานเย็นตัวนำมาเป่าด้วยกลาสบีช (Williams Glass beads, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร กำจัดชั้นทำปฏิกิริยาด้วยน้ำยาทำความสะอาดเซรามิก ตัดสปูลด้วยหัวตัดกากเพชรขัดแต่งชิ้นงานด้วยหัวกรอตามคำแนะนำของบริษัท นำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยน้ำกลั่นในเครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที เป่าให้แห้งสนิทด้วยทริปเปิ้ลไชรริงค์ ทาด้วยกรดไฮโดรฟลูออ

ริก(4.8% IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) 20 วินาที ล้าง และเป่าจนแห้งสนิท ทาสารไซเลน(Monobond N, Ivoclar Vivadent; Schaan,Liechtenstein) 60 วินาที ก่อนเป่าเพื่อระเหยสารละลาย หลังจากนั้นนำไปยึดติดกับไทเทเนียมด้วยเรซินซีเมนต์ตาม คำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต



ภาพประกอบ 6 แสดงตัวอย่างชิ้นงานเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต

### 3. ยึดติดไทเทเนียมและลิเทียมไดซิลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์

กำหนดความหนาของชั้นซีเมนต์ (Multilink-N, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) 50 ไมโครเมตร และกำหนดพื้นที่ยึดติดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. ด้วย สติกเกอร์กระดาษเจาะรูที่ไม่ส่งผลต่อปฏิกิริยาการพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซินซีเมนต์ ใช้เครื่อง สำนวจความขนานดัดแปลงด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม กดชิ้นงานด้วยแรง 10 นิวตัน บนพื้นผิวของ ลิเทียมไดซิลิเกต กำจัดเรซินซีเมนต์ส่วนเกินด้วยแปรงขนาดเล็ก หลังจากนั้นฉายแสง(SmartLite® FOCUS, Dentsply Sirona; PA, USA)เพื่อให้ซีเมนต์เกิดการพอลิเมอร์ไรเซชันสมบูรณ์(สอบเทียบ เครื่องฉายแสงให้ได้ความเข้มแสง 1,000มิลลิวัตต์/ตร.ซม.) เป็นเวลา 20 วินาทีต่อจุดภาค ฉายแสง ให้ครบทั้ง 4 จุดภาค ตามคำแนะนำของบริษัท ใช้เครื่องสำวจความขนานแบบดัดแปลงกดค้างไว้ 10 นาที เพื่อให้เรซินซีเมนต์มีการแข็งตัวอย่างสมบูรณ์ เก็บชิ้นทดสอบไว้ในน้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง(JP selecta™, fisher scientific; Loughborough, UK) นำไปเป่าด้วยทริปเปิลไซริงค์ให้แห้งก่อนนำไปทดสอบความแข็งแรงยึดเคื่อน



ภาพประกอบ 7 แสดงเครื่องสำรวจความขนานดัดแปลงด้วยตุ้มน้ำหนัก 1 กิโลกรัม

### การเก็บรวบรวมข้อมูล

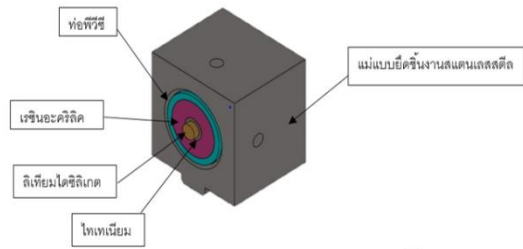
1. นำชิ้นงานมาทดสอบหาค่าความแข็งแรงยึดเค้นด้วยเครื่องทดสอบคุณสมบัติของวัสดุทางพันตกรรม (Universal testing machine, Shimadzu, Japan) ทำการสอบเทียบเครื่องมือ ตั้งค่าความเร็วหัวทดสอบ 1 มม. ต่อนาที (1 mm/min crosshead speed) วัดแรงที่ทำให้ชิ้นลึงเทียมได้ซิลิเกตหลุดจากชิ้นไทเทเนียม บันทึกค่าความแข็งแรงยึดเค้นเป็นนิวตัน (Newton) และนำมาคำนวณเป็นเมกะปาสคาล (MPa) ด้วยสูตรคำนวณ

$$\sigma = F/A_b$$

$\sigma$  คือ ความเค้นหน่วยเป็นเมกะปาสคาล

F คือ แรงที่กระทำหน่วยเป็นนิวตัน

$A_b$  คือ พื้นที่การยึดติดหน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร



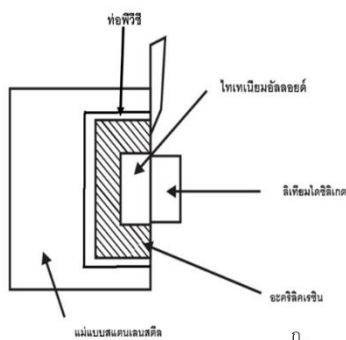
ก.



ภาพประกอบ 8 ก.แสดงรูปจำลองแม่แบบสแตนเลสสำหรับยัดชิ้นทดลอง ข.แสดงชิ้นงานจริงในแม่แบบสแตนเลส



ภาพประกอบ 9 แสดงเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine, Shimadzu; Japan)



ภาพประกอบ 10 ก.แสดงภาพจำลองการทดสอบความแข็งแรงยึดแบบเฉือน ข.แสดงการทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนในห้องปฏิบัติการ

ตาราง 3 แสดงตัวอย่างตารางสำหรับบันทึกค่าความแข็งแรงยึดเฉือน

ตัวอย่างที่	ค่าความแข็งแรงยึดเฉือน (นิวตัน)	ค่าความแข็งแรงยึดเฉือน (เมกะปาสคาล)
1.		
2.		
3.		
4.		
5.		

2.บันทึกรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก (Mode of failure) โดยใช้กล้องสเตอริโอไมโครสโคปส่องดูบริเวณพื้นผิวของชิ้นงานภายใต้กำลังขยาย 20 เท่า และรายงานข้อมูลที่ได้เป็นร้อยละของการเสียสภาพแต่ละรูปแบบ สามารถแบ่งเป็น 3 รูปแบบได้แก่ รูปแบบที่ 1 ความล้มเหลวแบบยึด (adhesive failure) เกิดความล้มเหลวบริเวณรอยต่อระหว่างไทเทเนียมและเรซินซีเมนต์ เมื่อดูบนผิวไทเทเนียมจะไม่พบเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่ หรือเหลือน้อยกว่าร้อยละ 25 รูปแบบที่ 2 ความล้มเหลวแบบผสม (mixed failure) เกิดความล้มเหลวแบบยึดผสมกับแบบเชื่อมแน่น เมื่อสังเกตบนผิวไทเทเนียมจะพบเรซินซีเมนต์ติด บนพื้นผิวมากกว่าร้อยละ 25 แต่ไม่เกินร้อยละ

ละ 75 รูปแบบที่ 3 ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (cohesive failure) เกิด ความล้มเหลวในเนื้อวัสดุเรซินซีเมนต์ สามารถสังเกตพบเรซินซีเมนต์บนผิวไทเทเนียมอยู่ทั้งหมดหรือมากกว่าร้อยละ 75 วิเคราะห์จากภาพถ่ายดิจิทัลและนำไปคำนวณพื้นที่ด้วยการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์(Image J software Version 1.8.0, SOFTONIC INTERNATIONAL S.A.© 1997-2021, Barcelona, Spain)

3. นำไทเทเนียมที่ได้รับการปรับปรุงผิววิธีละ 1 ขึ้น มาสังเกตภายใต้กล้องอิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6510 Series Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd., Japan) และวิเคราะห์ส่วนประกอบของธาตุ (Energy dispersive spectrometry) เพื่อศึกษาลักษณะของผิวและองค์ประกอบของธาตุที่เกิดขึ้นภายหลังการปรับปรุงผิววิธีต่างๆ 3. นำไทเทเนียมที่ได้รับการปรับปรุงผิววิธีละ 1 ขึ้น มาสังเกตภายใต้กล้องอิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6510 Series Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd., Japan) และวิเคราะห์ส่วนประกอบของธาตุ (Energy dispersive spectrometry) เพื่อศึกษาลักษณะของผิวและองค์ประกอบของธาตุที่เกิดขึ้นภายหลังการปรับปรุงผิววิธีต่างๆ

### **การจัดการทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล**

สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

นำค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่ได้ในแต่ละกลุ่มมาหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน วิเคราะห์หาความสัมพันธ์ภายในกลุ่มและต่างกลุ่มการทดลองด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way anova) และการทดสอบเฮซเอสดีของทูกีย์ (Tukey's HSD test) โดยกำหนดค่านัยยะสำคัญทางสถิติที่น้อยกว่า 0.05 ด้วยการใช้โปรแกรมสำเร็จรูปทางสถิติ (SPSS statistics 21, Inc.; Chicago, IL, USA)

## บทที่ 4 ผลการวิจัย

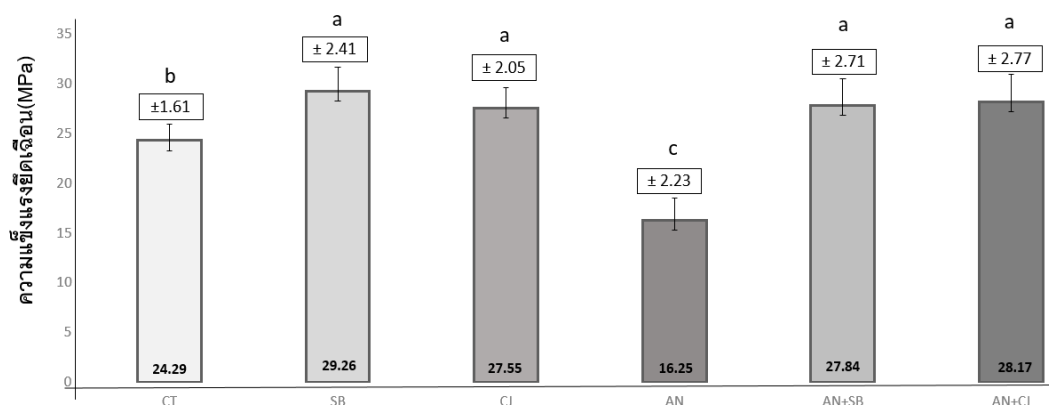
### ความแข็งแรงยึดเฉือน

จากการทดลองหาค่าความแข็งแรงยึดเฉือนของชิ้นงานเซรามิกชนิดลิเทียมไดซลิเกตที่ ยึดติดกับชิ้นงานไทเทเนียมที่ปรับปรุงผิวต่างกันทั้งหมด 6 กลุ่ม พบว่ามีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐานของความแข็งแรงยึดเฉือนดังแสดงในตาราง 4 และรูปภาพ 11

ตาราง 4 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงยึดเฉือนของการปรับปรุงผิว ไทเทเนียม 6 กลุ่ม

กลุ่มที่	วิธีการปรับปรุงผิว (n=15)	ความแข็งแรงยึดเฉือน (MPa) (Mean±SD)
1	ไม่ปรับปรุงผิว(CT)	24.29±1.61 <sup>b</sup>
2	การพ่นอนุภาคอะลูมินาด้วยอนุภาคอะลูมิ นา(SB)	29.47±2.41 <sup>a</sup>
3	การพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบด้วยซิลิ กา(CJ)	27.55±2.05 <sup>a</sup>
4	การทำอะโนไดซ์(AN)	16.25±2.23 <sup>c</sup>
5	การทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา (ANSB)	27.84±2.71 <sup>a</sup>
6	การทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา เคลือบด้วยซิลิกา(ANCJ)	28.17±2.78 <sup>a</sup>

หมายเหตุ: ตัวอักษร a,b,c ที่เหมือนกันแสดงถึงความไม่แตกต่างทางสถิติ ( $p>0.05$ )



ภาพประกอบ 11 แผนภูมิเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงยึดเฉือนของการปรับปรุงผิว 6 กลุ่ม

หมายเหตุ: ตัวอักษร a,b,c บนกราฟแท่งที่เหมือนกันแสดงถึงความไม่แตกต่างทางสถิติ ( $p > 0.05$ )

จากผลการทดลองดังตาราง 3 และรูปภาพ 8 เมื่อนำค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดเฉือนมาวิเคราะห์เปรียบเทียบกันพบว่าการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตรมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดเฉือนสูงที่สุด และมีค่าสูงกว่ากลุ่มไม่ปรับปรุงผิวและกลุ่มการทำอะโนไดซ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

การวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก (Mode of failure)

รูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหักแบ่งออกเป็น 3 รูปแบบ ดังต่อไปนี้

1) ความล้มเหลวแบบยึด (Adhesive failure) เกิดความล้มเหลวบริเวณรอยต่อระหว่างไทเทเนียมและ เรซินซีเมนต์ เมื่อดูบนผิวไทเทเนียมจะไม่พบเรซินซีเมนต์หลงเหลืออยู่ หรือเหลือน้อยกว่าร้อยละ 25

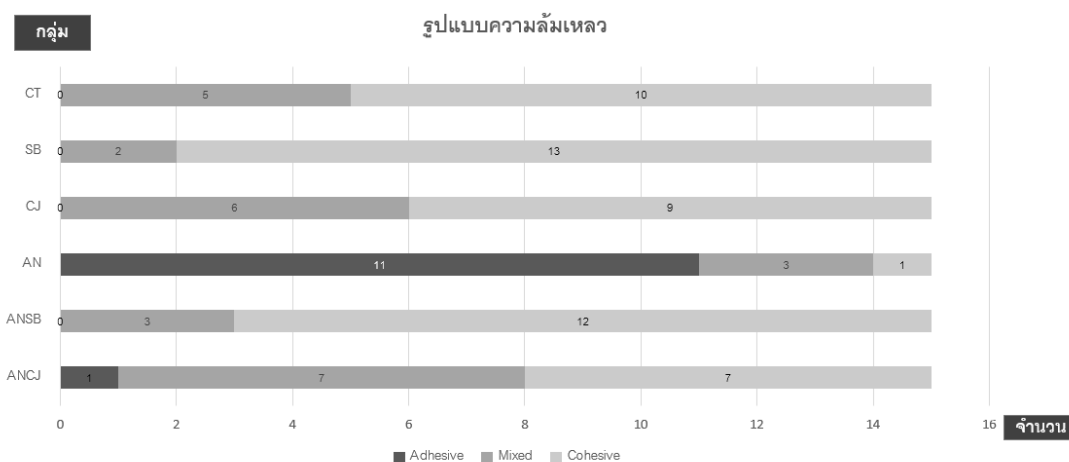
2) ความล้มเหลวแบบผสม (Mixed failure) เกิดความล้มเหลวสองรูปแบบคือแบบยึดผสมกับแบบเชื่อมแน่น เมื่อสังเกตบนผิวไทเทเนียมจะพบเรซินซีเมนต์ติดบนพื้นผิวมากกว่าร้อยละ 25 แต่น้อยกว่าร้อยละ 75

3) ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (Cohesive failure) เกิดความล้มเหลวในเนื้อวัสดุเรซินซีเมนต์ สามารถสังเกตพบเรซินซีเมนต์บนผิวไทเทเนียมอยู่ทั้งหมดหรือมากกว่าร้อยละ 75

โดยบันทึกผลหลังการสังเกตภายใต้กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอไมโครสโคปที่กำลังขยาย 20 เท่า เป็นร้อยละดังแสดงในตาราง

ตาราง 5 แสดงจำนวนชิ้นงานแบ่งตามรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก

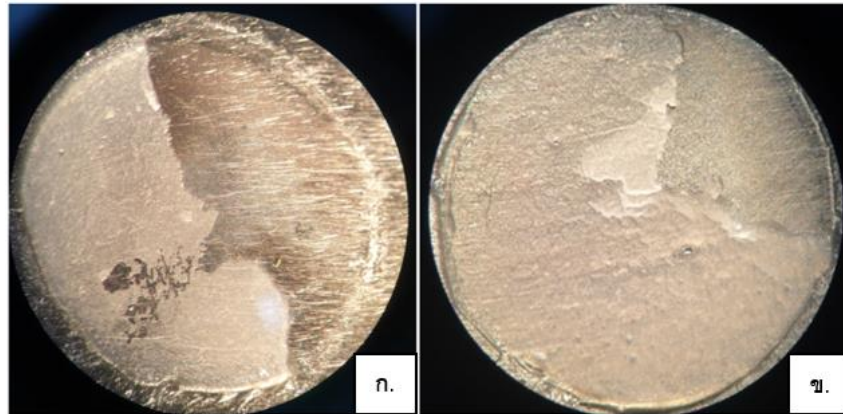
กลุ่มที่	วิธีการปรับปรุงผิว (n=15)	รูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก		
		ความล้มเหลวแบบยึด (Adhesive failure)	ความล้มเหลวแบบผสม (Mixed failure)	ความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (Cohesive failure)
1	ไม่ปรับปรุงผิว(CT)	0	5	10
2	พ่นอนุภาคอะลูมินา (SB)	0	2	13
3	พ่นอนุภาคอะลูมินา เคลือบซิลิกา(CJ)	0	6	9
4	อะโนไดซ์(AN)	11	3	1
5	อะโนไดซ์ก่อนพ่น อนุภาคอะลูมินา (ANSB)	0	3	12
6	อะโนไดซ์ก่อนพ่น อนุภาคอะลูมินา เคลือบซิลิกา(ANCJ)	1	7	7



ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแสดงจำนวนชิ้นงานแบ่งตามรูปแบบความล้มเหลวหลังการแตกหัก

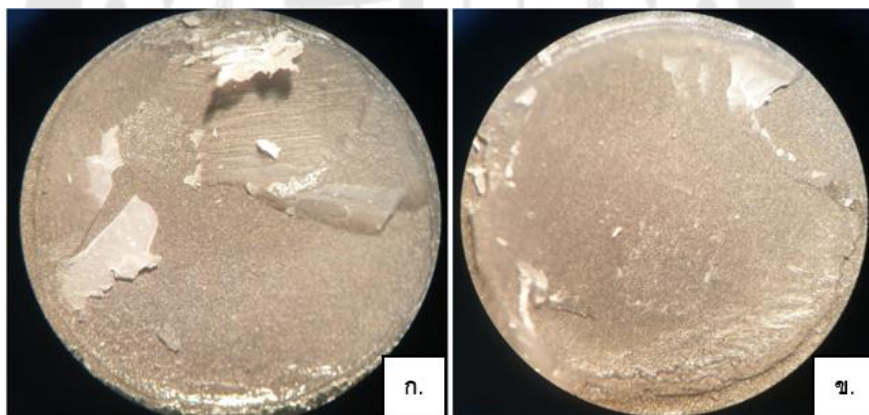
รูปแบบความล้มเหลวส่วนใหญ่ของชิ้นทดสอบเป็นความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น (Cohesive failure) โดยกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการฟ่อนุภาคอะลูมินา (SB) มีร้อยละความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่นมากที่สุดอยู่ที่ร้อยละ 86.67 ตามด้วยกลุ่มอะโนไดซ์ก่อนฟ่อนุภาคอะลูมินา (ANSB), กลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว (CT) ร้อยละ 66.67, กลุ่มที่ฟ่อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา (CJ) ร้อยละ 60 และกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยวิธีการการทำอะโนไดซ์และการฟ่อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา (ANCJ) ร้อยละ 46.67 และกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์และการฟ่อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา (ANCJ) มีความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่น และแบบผสมเท่ากันที่ร้อยละ 46.67 ตามด้วยกลุ่มฟ่อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา (CJ) มีรูปแบบความล้มเหลวแบบผสมที่ร้อยละ 40, ตามด้วยกลุ่มควบคุม (CT) ร้อยละ 33.33, กลุ่มอะโนไดซ์ (AN) และกลุ่มอะโนไดซ์ก่อนฟ่อนุภาคอะลูมินา (ANSB) ร้อยละ 20 และพบว่ากลุ่มอะโนไดซ์ (AN) มีรูปแบบความล้มเหลวส่วนใหญ่เป็นรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดอยู่ที่ร้อยละ 73.33 ตามมาด้วยกลุ่มฟ่อนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา (CJ) ร้อยละ 6.66

รูปภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอโคปภายใต้กำลังขยาย 20 เท่า



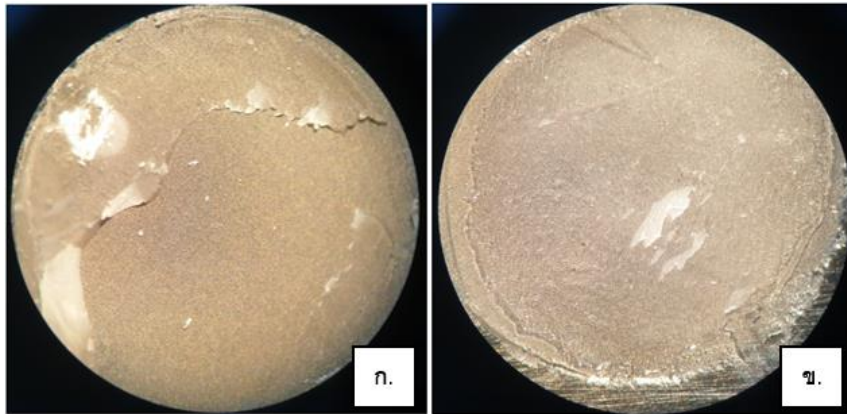
ภาพประกอบ 13 กลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว(CT)

(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม



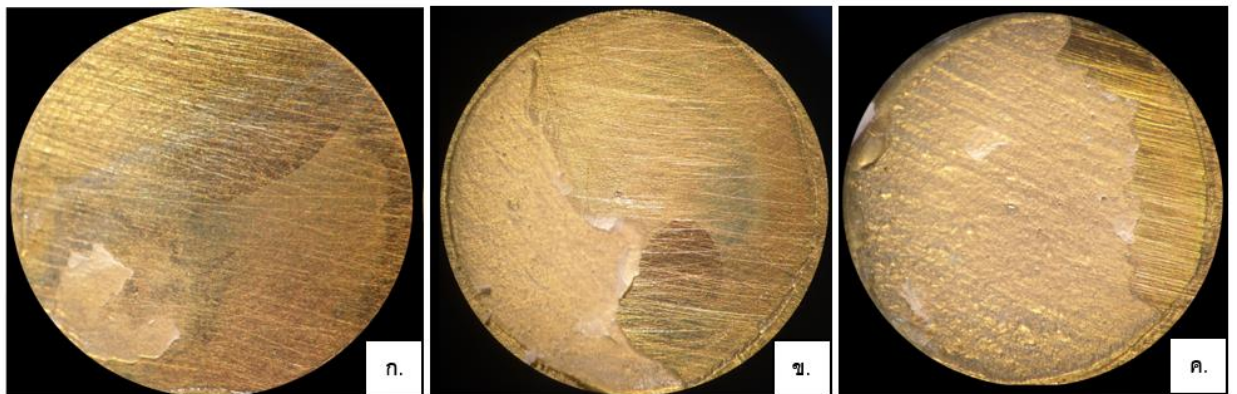
ภาพประกอบ 14 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินา(SB)

(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม



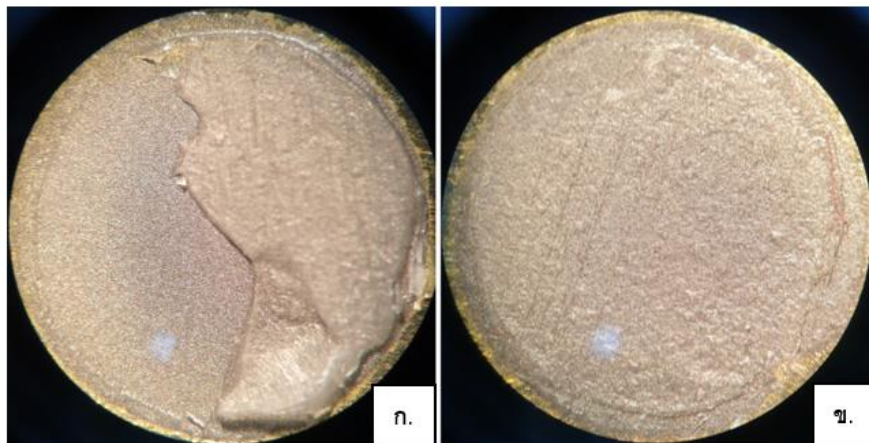
ภาพประกอบ 15 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการฟลักซ์ในภาชนะสุญญากาศที่เคลือบด้วยซิลิกา(CJ)

(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม



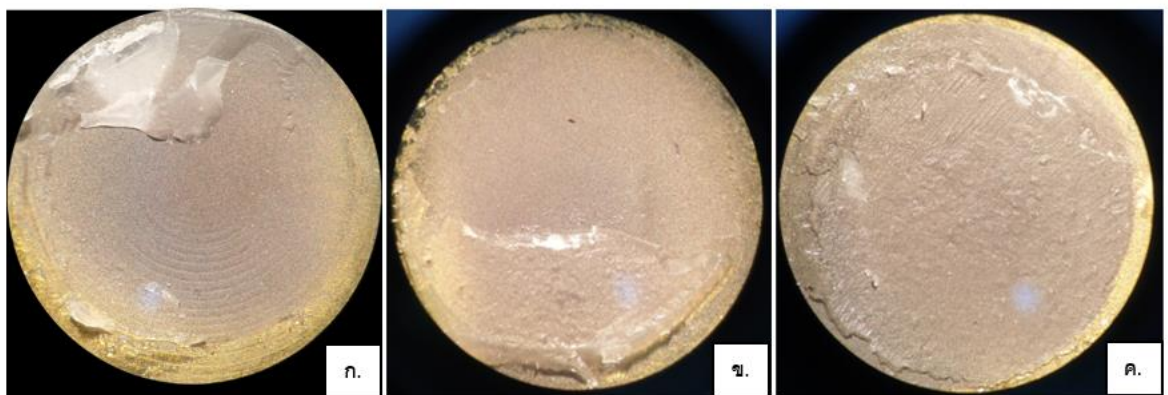
ภาพประกอบ 16 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะไนไดซ์(AN)

(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบยึด (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ค.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม



ภาพประกอบ 17 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา

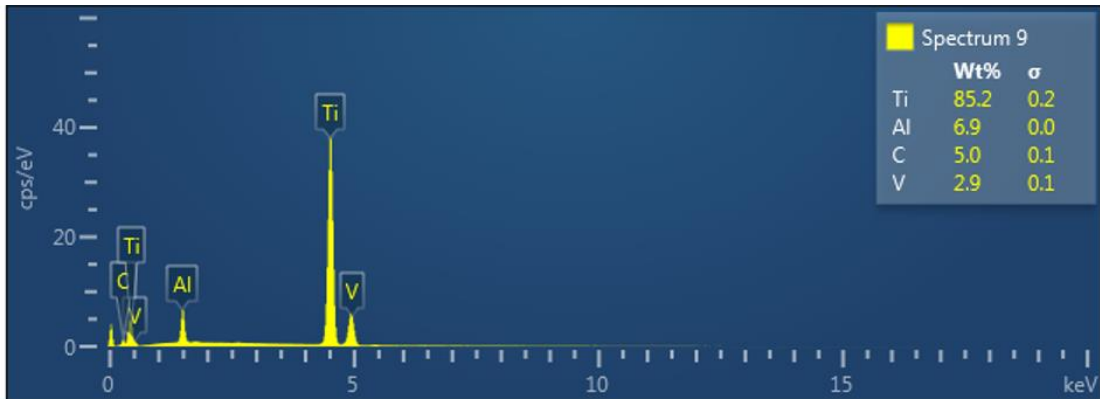
(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม



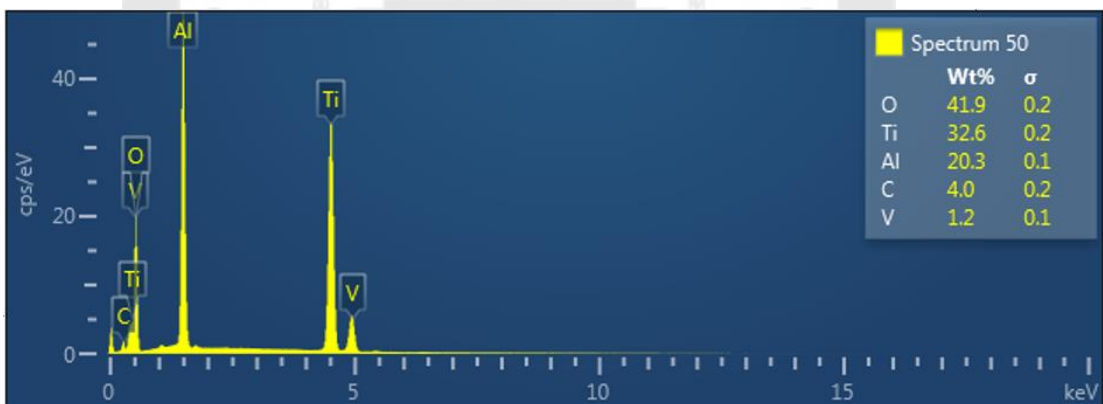
ภาพประกอบ 18 กลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบด้วย  
ซิลิกา

(ก.)รูปแบบความล้มเหลวแบบยึดติด (ข.)รูปแบบความล้มเหลวแบบผสม (ค.)รูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อม

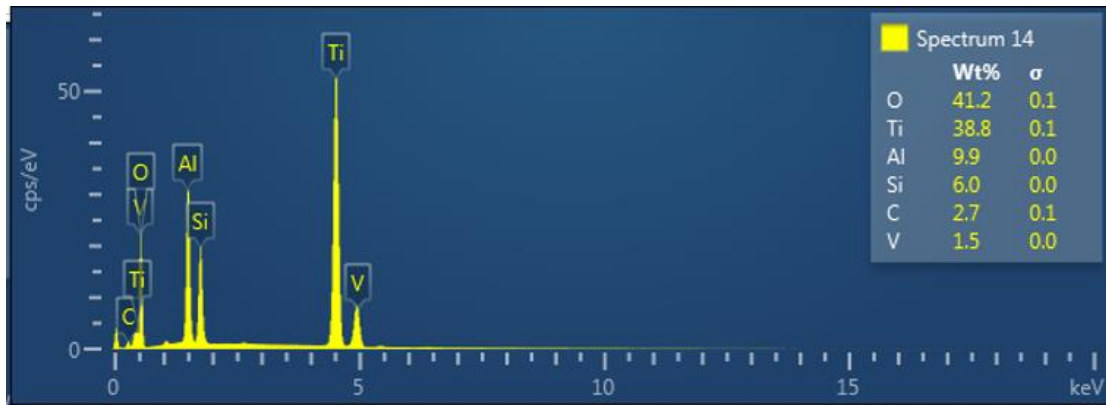
การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีด้วยสเปกโทรเมตรีรังสีเอกซ์แบบกระจายพลังงานที่ใช้ร่วมกับกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด(Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy: EDS) ภายใต้กำลังขยาย 1000 เท่า



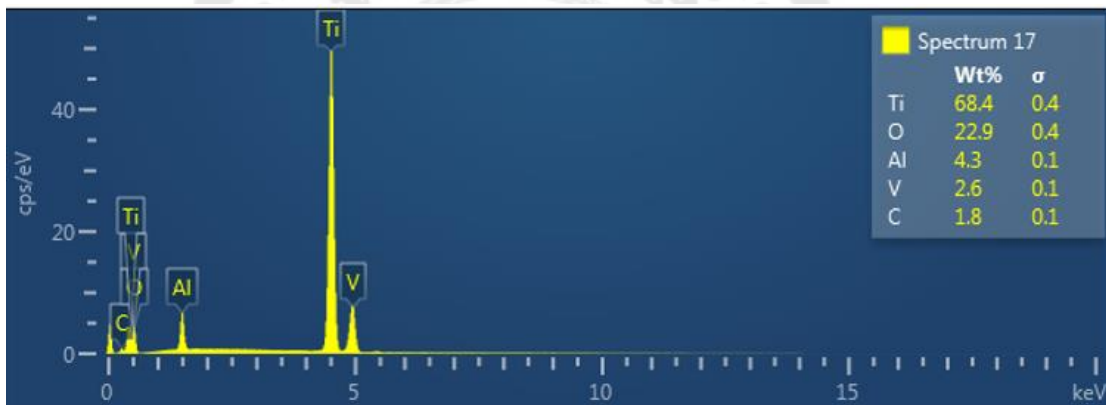
ภาพประกอบ 19 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวของกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงพื้นผิว



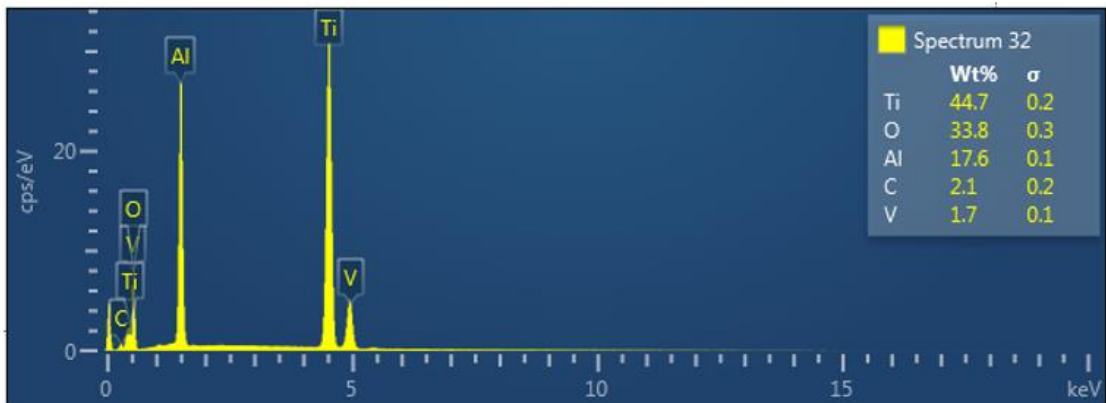
ภาพประกอบ 20 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินา



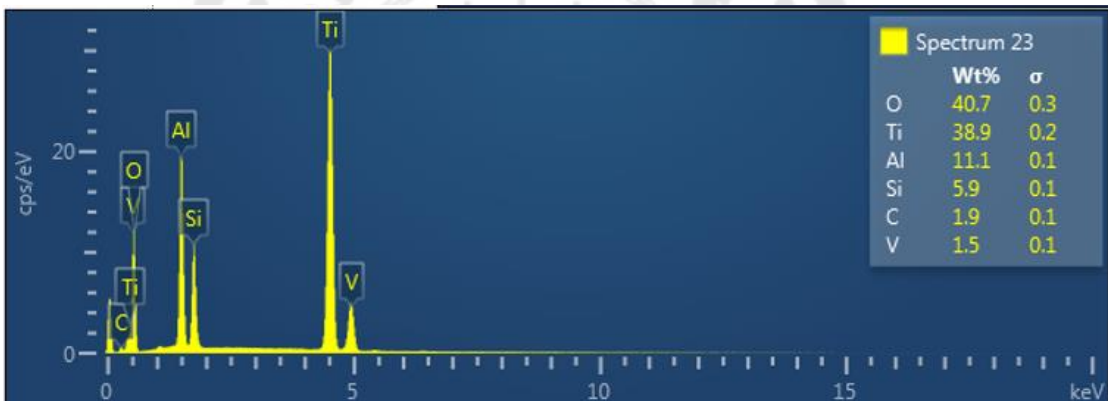
ภาพประกอบ 21 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการพ่นด้วยอนุภาค อะลูมินาเคลือบซิลิกา



ภาพประกอบ 22 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์



ภาพประกอบ 23 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์ก่อนการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินา

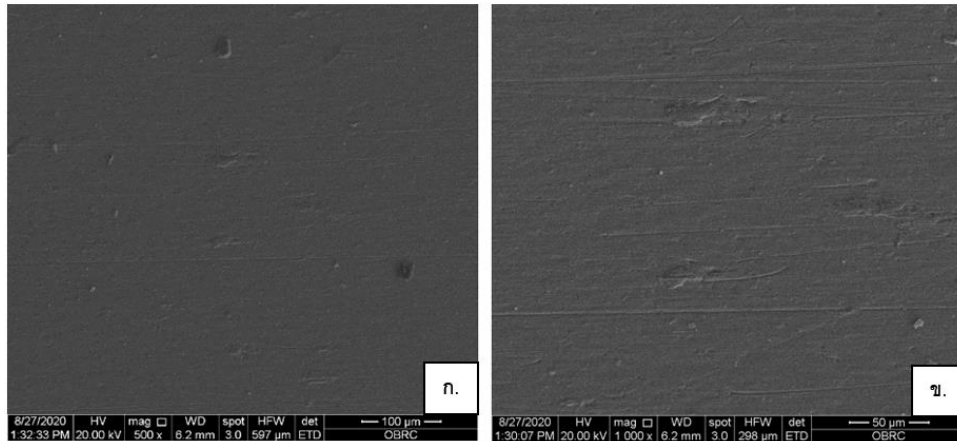


ภาพประกอบ 24 แสดงกราฟวิเคราะห์องค์ประกอบธาตุนบนพื้นผิวของกลุ่มที่มีการอะโนไดซ์ก่อนการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา

ตาราง 6 แสดงองค์ประกอบธาตุบนพื้นผิวไทเทเนียมทั้ง 6 กลุ่ม

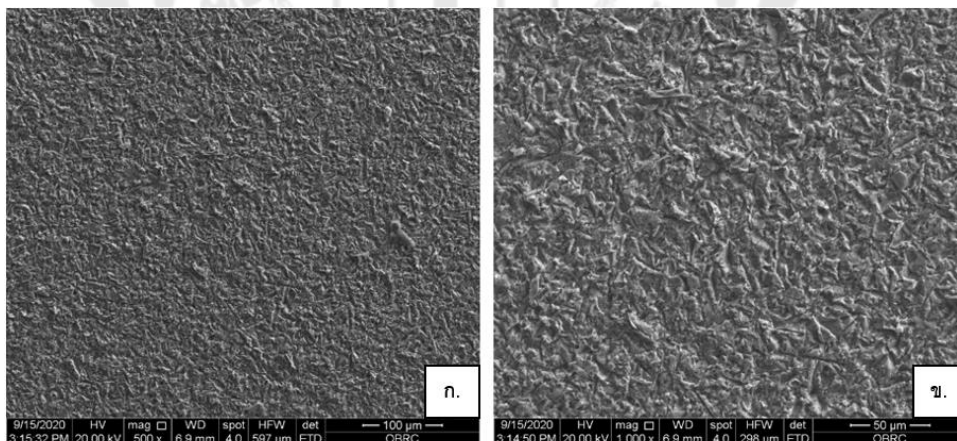
ธาตุ	CT	SB	CJ	AN	ANSB	ANCJ
Ti	85.2	32.6	38.8	68.4	44.7	38.9
Al	6.9	21.2	9.9	4.3	17.6	10.9
V	2.9	1.1	1.5	2.6	1.7	1.4
O		41.9	41.2	22.9	33.8	40.8
C	5	4.8	2.7	1.8	2.1	1.9
Si			6			6.1

รูปภาพแสดงสภาพพื้นผิวไทเทเนียมหลังจากผ่านการปรับปรุงผิวไทเทเนียมภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดภายใต้ภาพที่กำลังขยาย 500 เท่า และ 1,000 เท่า



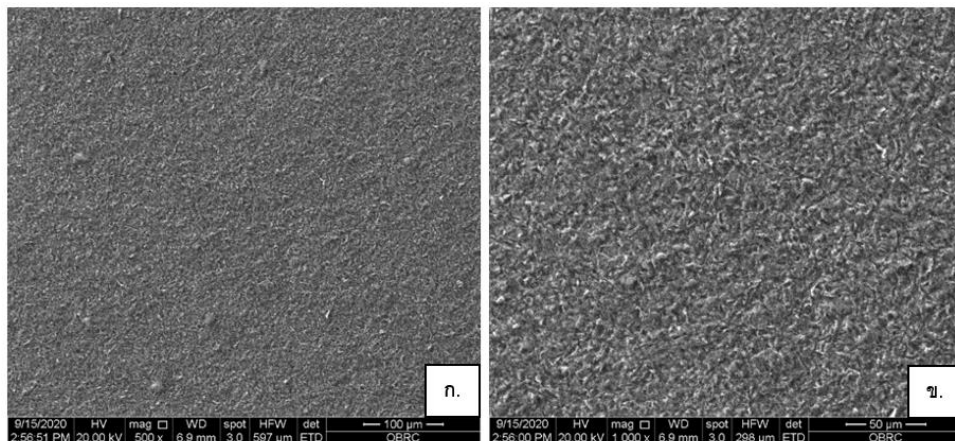
ภาพประกอบ 25 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว (CT)

ก.ภาพที่กำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กำลังขยาย 1,000 เท่า



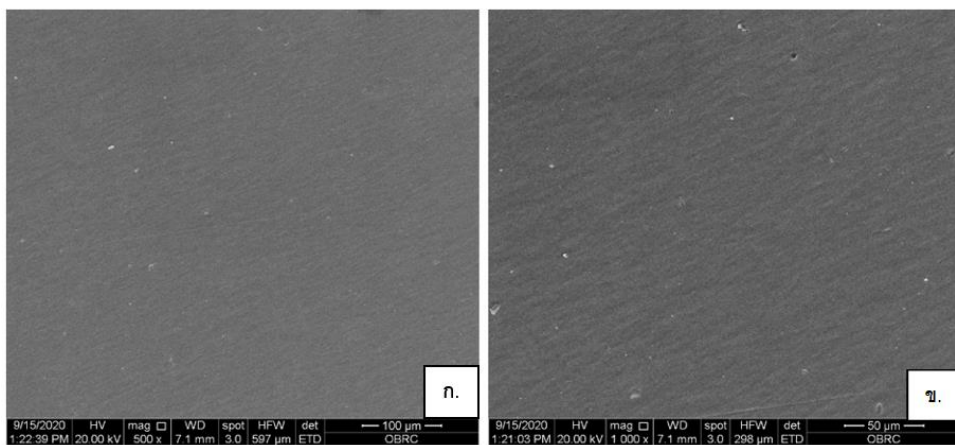
ภาพประกอบ 26 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาอะลูมินา (SB)

ก.ภาพที่กำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กำลังขยาย 1,000 เท่า



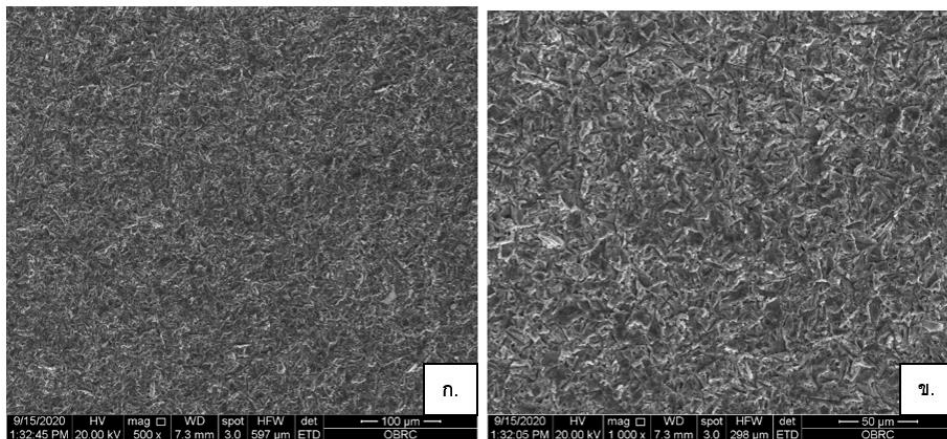
ภาพประกอบ 27 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว  
ด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบด้วยซิลิกา(CJ)

ก.ภาพที่กำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กำลังขยาย 1,000 เท่า



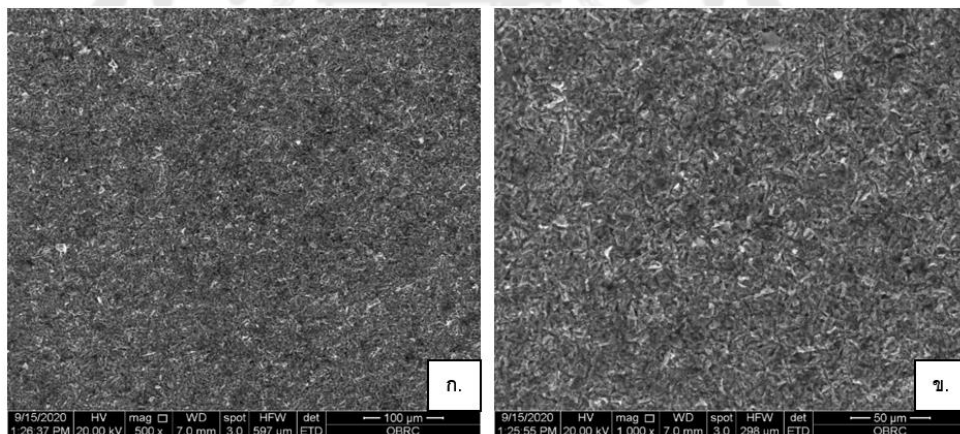
ภาพประกอบ 28 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มปรับปรุงผิว  
ด้วยการทำอะโนไดซ์ (AN)

ก.ภาพที่กำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กำลังขยาย 1,000 เท่า



ภาพประกอบ 29 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว  
ด้วยอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาอะลูมินา (ANSB)

ก.ภาพที่กกำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กกำลังขยาย 1,000 เท่า



ภาพประกอบ 30 จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของไทเทเนียมกลุ่มที่ปรับปรุงผิว  
ด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาที่ผ่านการเคลือบด้วยซิลิกา(ANCJ)

ก.ภาพที่กกำลังขยาย 500 เท่า ข.ภาพที่กกำลังขยาย 1,000 เท่า

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

ในการวิจัยเรื่องความแข็งแรงยึดเคื่อนระหว่างลิเทียมไดซลิเกตกับไทเทเนียมที่ปรับปรุงพื้นผิวต่างกัน ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเคื่อน วิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลว สังเกตสภาพพื้นผิวไทเทเนียมทั้ง 6 กลุ่มก่อนยึดติดภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน และวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุบนพื้นผิวชิ้นงาน หลังจากได้ผลการทดลองแล้ว สามารถสรุปผลการทดลองโดยแบ่งหัวข้อในการสรุปผลได้ดังต่อไปนี้

- 1 สรุปผลการวิจัย
- 2 อภิปรายผลการวิจัย
- 3 ข้อเสนอแนะ

#### สรุปผลการวิจัย

1. การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยวิธีพ่นอนุภาคอะลูมินาเพิ่มค่าความแข็งแรงยึดเคื่อนได้ดีที่สุด ( $29.47 \pm 2.41$  เมกะปาสคาล)
2. การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยการทำอะโนไดซ์ทำให้ค่าความแข็งแรงยึดเคื่อนน้อยที่สุด ( $16.25 \pm 2.23$  เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ )
3. การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาออกไซด์ ( $29.47 \pm 2.41$  เมกะปาสคาล) การปรับปรุงพื้นผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาออกไซด์เคลือบซิลิกา ( $27.55 \pm 2.05$  เมกะปาสคาล) การปรับปรุงผิวด้วยอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาออกไซด์ ( $27.8413 \pm 2.71$  เมกะปาสคาล) และการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาออกไซด์เคลือบซิลิกา ( $28.1694 \pm 2.78$  เมกะปาสคาล) ก่อนการยึดติดกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์เพิ่มค่าความแข็งแรงยึดเคื่อนได้แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ )

#### อภิปรายผลการวิจัย

ในงานทันตกรรมรากเทียมการใช้งานได้ดีมีความคงทนและสามารถบูรณะได้อย่างสวยงามโดยเฉพาะบริเวณพื้นหน้าได้ถือเป็นวัตถุประสงค์ที่สำคัญ หลักยึดจากไทเทเนียมมีการนำมาใช้ในงานทันตกรรมบูรณะอย่างยาวนาน เนื่องจากมีคุณสมบัติในการเข้ากับเนื้อเยื่ออย่างยอดเยี่ยม แข็งแรงทนทาน และมีอัตราการประสบความสำเร็จทางคลินิกสูง (53, 54) แม้จะมีข้อเสียที่สำคัญ

คือเรื่องของสรีรวิทยาที่สะท้อนจากใต้ครอบเซรามิกล้วน และขอบเหนือกบริเวณขอบของครอบฟัน (55) จึงทำให้หลายการศึกษาที่พยายามจะปรับปรุงพื้นผิวหลักยึดไทเทเนียมให้มีความสวยงามมากขึ้น(6, 8) การยึดอยู่ของครอบฟันเป็นปัจจัยสำคัญในการบูรณะแบบติดแน่นโดยเฉพาะส่วนครอบบนรากเทียม ความสามารถในการต้านทานการหลุดของครอบฟันที่ยึดด้วยซีเมนต์มีองค์ประกอบจากหลายปัจจัย อาทิ รูปร่างของหลักยึดหลังกรอแต่ง, พื้นผิวสัมผัส, ความสูง, ความขรุขระของหลักยึดและ ชนิดของซีเมนต์ที่นำมาใช้งาน(32, 56) โดยปัจจุบันนิยมนำวัสดุชนิดเซรามิกล้วนมาใช้บูรณะในงานรากเทียม โดยเฉพาะลิเทียมไดซิลิเกต มีการศึกษาอย่างกว้างขวางและใช้งานอย่างแพร่หลายเป็นที่ยอมรับโดยทั่วไปในวงการทันตกรรมเนื่องจากมีความสวยงาม และมีคุณสมบัติเชิงกล ทางเคมีและทางกายภาพที่ดีสามารถใช้งานในช่องปากได้(57)

การทดสอบการใช้งานจริงทางคลินิกเป็นวิธีที่ดีซึ่งสามารถใช้ในการทดสอบคุณสมบัติของทันตวัสดุ อย่างไรก็ตามต้องคำนึงถึงค่าใช้จ่าย ระยะเวลาที่ใช้ รวมไปถึงความยากในการต้อนนำไปประยุกต์ใช้กับทั้งผู้ป่วยและทันตแพทย์(58) วิธีการทดสอบในห้องปฏิบัติการยังคงได้รับความนิยมในการใช้ทดสอบคุณสมบัติของวัสดุในเบื้องต้น แม้ว่าจะมีหลายวิธีในการทดสอบความแข็งแรงยึด แต่การทดสอบความแข็งแรงยึดเฉือนเป็นวิธีการทดสอบที่ได้รับการยอมรับและเชื่อว่าแรงเฉือนเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความล้มเหลวในการยึดติดของวัสดุบูรณะ(59) Kitasako และคณะได้กล่าวไว้ว่าแรงที่ทำให้เกิดการหลุดของครอบฟันใกล้เคียงกับแรงยึดเฉือนมากกว่าแรงยึดดึง(60) นอกจากนี้ Oilo และคณะในปี 1993 ได้อภิปรายเกี่ยวกับความถูกต้องแม่นยำและความสัมพันธ์ทางคลินิกระหว่างวิธีการทดสอบแบบต่างๆ สรุปได้ว่าการทดสอบแรงยึดเฉือนเป็นวิธีที่ไม่ซับซ้อนและเป็นวิธีที่นิยมใช้มากที่สุด(61) ในการศึกษาจึงเลือกการทดสอบหาค่าความแข็งแรงยึดเฉือนเพื่อสามารถนำไปเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงพื้นผิว หรือเทียบระหว่างสารยึดติดแบบต่าง ซึ่งสามารถนำไปประกอบการประยุกต์ใช้ในทางคลินิกได้

ความมุ่งหมายในการศึกษานี้คือเพื่อศึกษาค่าแรงยึดเฉือนระหว่างไทเทเนียมเกรด 5 ที่มีการปรับปรุงพื้นผิวด้วยวิธีต่างกับเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตที่ยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ยี่ห้อ มัลติลิงเอ็น ผลศึกษาปฏิเสธสมมติฐานหลักที่กล่าวว่าการปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยวิธีการต่างๆ จะมีแรงยึดเฉือนต่อลิเทียมไดซิลิเกตที่ไม่แตกต่างกัน เนื่องจากพบว่ากลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว (CT) และกลุ่มอะโนไดซ์(AN)มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนที่น้อยกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ( $p < 0.05$ ) โดยกลุ่มอะโนไดซ์(AN)มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนน้อยที่สุด( $16.25 \pm 2.23$  เมกะปาสคาล) ตามด้วยกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว( $24.29 \pm 1.61$  เมกะปาสคาล)

ในการศึกษานี้เลือกใช้โมโนบอนด์เอ็น ซึ่งเป็นไพรเมอร์เนกประสงค์สามารถใช้ได้กับพื้นผิวของวัสดุบูรณะทางทันตกรรมทั้งในกลุ่มของโลหะและเซรามิก เป็นสารช่วยในการยึดติดแบบชั่วคราว ที่สามารถใช้งานได้ง่ายและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากมีส่วนผสมของฟังก์ชันอลมอนอเมอร์หลายชนิด ได้แก่ สารคู่ควบไซเลน(3-trimethoxysilylpropyl methacrylate), 10-MDP(10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) และ  $\gamma$  disulfide methacrylate (10-MDDT: 10-methacryloyloxydecyl 6,8-dithiooctanoate) ผสมรวมใน 1 ชนิด(62) โดย Tsuchimoto ในปี 2006 ศึกษาพบว่า การทำสารปรับสภาพผิวที่มีส่วนประกอบของสาร 10-MDP บนพื้นผิวของไทเทเนียมก่อนช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการยึดติดระหว่างเรซินและไทเทเนียมเนื่องจาก 10-MDP มีส่วนประกอบของอนุพันธ์กรดฟอสฟอริกที่สามารถดูดซึมได้ดีบนพื้นผิวของไทเทเนียม แม้ว่าจะผ่านการทำความสะอาดหรือล้างด้วยเอทิลแอลกอฮอล์ด้วยเครื่องอัลตราโซนิกแล้วแต่เมื่อนำไปวิเคราะห์พบองค์ประกอบทางเคมีของธาตุฟอสฟอรัสหลงเหลืออยู่บนพื้นผิวของไทเทเนียม ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าไทเทเนียมสามารถดูดซึมสาร 10-MDP ได้ดี และช่วยพัฒนาประสิทธิภาพการยึดติดระหว่างไทเทเนียมและเรซินซีเมนต์ด้วยการเพิ่มความสามารถในการทำปฏิกิริยาเคมี(63) ชั้นออกไซด์บนพื้นผิวไทเทเนียมมีความสามารถในการสร้างพันธะโควาเลนต์, พันธะไฮโดรเจน และแรงแวนเดอร์วาลส์กับมอนอเมอร์ของเรซินซีเมนต์(64)

นอกจากนี้สารคู่ควบไซเลนที่มีอยู่ในไพรเมอร์เนกประสงค์เป็นสารที่มีหมู่ฟังก์ชันอล 2 กลุ่ม กลุ่มแรกคือ หมู่ hydrolyzable alkoxy groups(-Si-OH) สามารถทำปฏิกิริยาเกิดการยึดติดกับอะตอมของซิลิกอน เป็นพันธะที่มีลักษณะแบบโครงร่างตาข่าย(siloxane linkage: (-O-Si-O-)<sub>n</sub>) กลุ่มที่ 2 เป็นพันธะคู่ของหมู่คาร์บอน(-C=CH<sub>2</sub>) สามารถทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันกับมอนอเมอร์ในเรซินซีเมนต์ได้ทำให้เกิดการยึดติดที่แข็งแรงต่อเรซินซีเมนต์ชนิดเมทาคริลेटเบส(65) จากการศึกษาของ Azimian และคณะในปี 2012 พบว่าประสิทธิภาพในการช่วยเพิ่มการยึดติดของสารคู่ควบไซเลนแบบชั่วคราวโมโนบอนด์เอ็นเมื่อนำมาติดกับกลาสเซรามิกด้วยเรซินซีเมนต์ให้ค่าความแข็งแรงยึดที่ดี ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้สารคู่ควบไซเลนแบบชั่วคราวชนิดที่ไม่มีหมู่ฟังก์ชันอลมอนอเมอร์อื่นผสม(66)

ในการศึกษานี้ใช้เรซินซีเมนต์รุ่นมัลติลิงเอ็น ในการศึกษาของ Leite W. และ Pereira P. ในปี 2017 พบว่ามัลติลิงซีเมนต์ให้ค่าความแข็งแรงยึดมากที่สุด และได้สรุปว่ามัลติลิงซีเมนต์สามารถใช้งานยึดติดได้ดีบนพื้นผิวโลหะและ เซรามิก มีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิได้ดีเมื่อเทียบกับซีเมนต์ชนิดอื่นๆ และพบว่าเรซินซีเมนต์ที่มีไดเมทาคริลेटเป็นส่วนประกอบ

(Dimethylmethacrylate-based cement) มีคุณสมบัติเชิงกลและเชิงเคมีในการยึดเกาะที่สูงกว่าซีเมนต์ชนิดอื่น ในการยึดติดระหว่างเซรามิกและไทเทเนียม(67)

ในการศึกษานี้พบว่าวิธีการปรับปรุงผิวที่ทำให้มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนมากที่สุดคือกลุ่มฟันอนุภาคอะลูมินา( $29.47 \pm 2.41$  เมกะปาสคาล) นอกจากการยึดติดทางเคมีด้วยการทาสารไพรเมอร์ก่อนประสมก่อนยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ การฟันอนุภาคอะลูมินายังสร้างความขรุขระให้ผิวของโลหะเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวและเพิ่มการยึดติดเชิงกลทำให้ค่าแรงยึดติดเพิ่มขึ้น การปรับปรุงผิวด้วยวิธีดังกล่าวข้างต้นถือเป็นวิธีที่ทำได้ไม่ยุ่งยากและราคาย่อมเยา(17, 33, 34) ด้วยเหตุผลดังกล่าวทำให้การฟันด้วยอนุภาคอะลูมินาบนพื้นผิวของไทเทเนียมเป็นที่นิยมและยอมรับโดยทั่วไป(29) วิธีนี้เป็นการกำจัดชั้นออกไซด์ที่อยู่บนพื้นผิวของไทเทเนียมเพื่อสร้างชั้นออกไซด์ใหม่ที่มีความเสถียรมากขึ้น ช่วยเพิ่มคุณสมบัติทางเคมีเพื่อทำปฏิกิริยากับฟอสเฟตในสสารยึดติดต่างๆ ได้ดีขึ้น กำจัดสิ่งเจือปนบนพื้นผิวของโลหะ เพิ่มพื้นที่ในการยึดติด และเพิ่มความสามารถในการไหลแผ่ของซีเมนต์บนพื้นผิวของโลหะ(39, 68) และการฟันด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบด้วยซิลิกาจะยิ่งช่วยเพิ่มความแข็งแรงยึดติดทางเคมีเพิ่มขึ้นจากการใช้อนุภาคอะลูมินาเพียงอย่างเดียว(46) นอกจากนี้พบว่าเศษผงอะลูมินาที่เหลืออยู่บนผิวของไทเทเนียมหลังการฟันอนุภาคอะลูมินานั้นไปรบกวนการทำปฏิกิริยาของสารไฮโดรเจน หรือไพรเมอร์ จึงควรมีการทำความสะอาดผิววัสดุหลังฟันอนุภาคอะลูมินาด้วยการล้างด้วยเครื่องล้างความถี่สูง(22, 36)

โดยจากการสังเกตจากรูปถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนพบว่า การปรับปรุงผิวด้วยการฟันอนุภาคอะลูมินามีพื้นผิวมีความขรุขระมากกว่าการปรับปรุงผิวแบบอื่นๆ (ภาพประกอบ 26, 29) จากการศึกษาของ Ohkubo C. และคณะพบว่า การฟันอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตรนี้สามารถสร้างความขรุขระ (Ra) ผิวของไทเทเนียมอัลลอยด์ (Ti-6Al-4V) มีค่าอยู่ที่  $1.15 \pm 0.02$  ไมโครเมตร(69)

จากการวิเคราะห์องค์ประกอบของสารบนพื้นผิวไทเทเนียม (EDS analysis) พบร้อยละของธาตุอะลูมินา (Al) มากที่สุดในกลุ่มชิ้นงานที่ได้รับการปรับปรุงผิวโดยการฟันอนุภาคอะลูมินาที่ร้อยละ 21.2 และกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนฟันอนุภาคอะลูมินาอยู่ที่ร้อยละ 17.6 และมีออกซิเจนอยู่ที่ร้อยละ 41.9 และ 33.8 ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มธาตุอะลูมินา และออกซิเจนที่เพิ่มขึ้นมีส่วนในการเพิ่มความแข็งแรงยึดจากการสร้างพันธะทางเคมีกับหมู่ฟอสเฟตในสสารยึดติดของเรซินซีเมนต์(70)

สอดคล้องกับหลายการศึกษาที่พบว่า การปรับปรุงพื้นผิวด้วยการฟันอนุภาคอะลูมินามีความแข็งแรงยึดมากกว่าการปรับปรุงผิวด้วยวิธีอื่นๆ เช่น การกัดด้วยกรด หรือการทำอะโนไดซ์(16,

28, 71) แต่มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยยะสำคัญเมื่อเทียบกับกลุ่มที่มีการพ่นอนุภาคอะลูมินาที่ผ่านการเคลือบผิวด้วยซิลิกา(46)

ในกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบด้วยซิลิกาพบว่ามีความแข็งแรงยึดเหนี่ยวอยู่ที่  $27.55 \pm 2.05$  เมกะปาสคาล และกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกามีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวอยู่ที่  $28.17 \pm 2.78$  เมกะปาสคาล โดยทั้งสองกลุ่มมีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่แตกต่างจากกลุ่มควบคุมและกลุ่มอะโนไดซ์อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่เพิ่มขึ้นเกิดจากกลุ่มซิลิกาที่เพิ่มขึ้น (จากการวิเคราะห์ EDS พบธาตุ Si ร้อยละ 6 และ 6.1 ตามลำดับ) สามารถไปทำปฏิกิริยาทางเคมีกับสารซิลิโคนสร้างเป็นการยึดเกาะเกิดร่างแหของพันธะซิลิโคน (siloxane bond) หรือเรียกว่าการเกิดปฏิกิริยาซิลิโคนในเซชันแบบเย็น (cold silanization) ความแข็งแรงยึดติดจึงมากขึ้นจากทั้งทางกายภาพที่พื้นผิวมีความขรุขระมากขึ้น และจากทางเคมีที่เกิดพันธะเคมีที่แข็งแรง (65) โดยการจากศึกษาของ KILIÇARSLANA M. ที่ได้ทำการปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียม พบว่าความขรุขระของการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาในคลินิกมีความขรุขระของผิว (Ra) อยู่ที่  $0.74 \pm 0.16$  ไมโครเมตร (7)

จากการค้นหาข้อมูลงานวิจัยอื่นไม่พบว่ามีการวิจัยขึ้นใดที่ได้ทำการทดลองเหมือนการศึกษาในทุกระยะ ผลการทดลองจึงไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองของผู้อื่นได้ เนื่องจากค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวขึ้นอยู่กัหลายปัจจัย โดยพื้นที่ผิวในการยึดติดเป็นปัจจัยที่สำคัญที่มีผลต่อค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว (60) ซึ่งพื้นที่ผิวแปรผกผันกับค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว พื้นที่ผิวในการยึดติดที่มากขึ้นทำให้เกิดมีโอกาสดังกล่าวความล้มเหลวแบบเชื่อมมากขึ้น เนื่องจากมีโอกาสเกิดความบกพร่องของอินซูลินเรซินซีเมนต์ที่ทำการยึดติดได้มากขึ้นรวมถึงอาจจะมีฟองอากาศอยู่ในเนื้อของเรซินซีเมนต์ ในบางกรณีอาจเกิดการหลุดของสารยึดติดได้แม้ว่าแรงที่กระทำจะน้อยกว่าแรงที่แท้จริง ดังนั้นค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่ได้จากการทดสอบอาจจะไม่ได้สะท้อนให้เห็นถึงค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่แท้จริงของวัสดุยึดติดนั้น ปัจจัยสำคัญอีกประการคือ ทอร์คของแรงเฉือนที่ใช้ในการทดสอบ หากใช้ทอร์คเฉือนมากจะทำให้เกิดรอยแตกของสารยึดติดบริเวณที่โดนกระทำ การมีพื้นที่ยึดติดที่ใหญ่ขึ้นจะทำให้เกิดความเครียดบริเวณรอยต่อของวัสดุและสารยึดติดมากขึ้นเป็นอีกสาเหตุที่ทำให้เกิดเป็นรูปแบบความล้มเหลวแบบเชื่อมแน่นมากขึ้น เนื่องจากความแข็งแรงของสารยึดติดจะลดลงเมื่อมีการเพิ่มพื้นที่ผิว (72) นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นเช่นการใช้สารเคมีที่ทำการยึดติดต่างชนิดกัน (73) และสภาวะในการเก็บชิ้นงานหลังยึดติดที่แตกต่างกัน (74)

มีหลายการศึกษาที่ได้ทดสอบความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและเซรามิก ชนิด ดิเทียมไดซิลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีกลุ่มฟังก์ชันนอลมอโนเมอร์เป็นไดเมทาคริลิตเช่นกันโดย การศึกษาที่มีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่มากกว่า เช่น การศึกษาของ Wanichthanom T. มีค่าความ แข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและเซรามิกชนิดดิเทียมไดซิลิเกตที่ยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์มัลติ ลิงค์อิมพลาน(Multilink implant) สูงถึง  $58.27 \pm 2.05$  เมกะปาสคาลซึ่งแข็งแรงยึดติดที่มากกว่าใน การศึกษานี้ น่าจะเกิดจากการใช้สารช่วยยึดติดด้วยการใช้สารไซเลน(Monobond S) ทาที่ผิวของ เซรามิก และใช้ไพรเมอร์เฉพาะสำหรับโลหะ(Metal/Zirconia primer, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) ที่มีส่วนผสมของฟังก์ชันนอลมอโนเมอร์กลุ่มฟอสเฟตทาบนพื้นผิวของโลหะและ มี การทำเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบ(47) ต่างจากการศึกษานี้ได้ใช้โมโนบอนด์เอ็น(Monobond N) ซึ่ง เป็นสารปรับสภาพพื้นผิวของวัสดุบูรณะทางทันตกรรมทั้งในกลุ่มของโลหะและเซรามิกแบบ อเนกประสงค์ เนื่องจากมีส่วนผสมของฟังก์ชันนอลมอโนเมอร์หลายชนิด รวมกัน 1 ชนิด ใช้ทา บนพื้นผิวของเซรามิกและไทเทเนียมตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ซึ่งการผสมของฟังก์ชันนอลมอ นอเมอร์หลายชนิดอาจส่งผลกระทบต่อค่าความแข็งแรงยึดได้ เนื่องจากสารไซเลนในสารช่วยยึด ติดอเนกประสงค์ มีประสิทธิภาพและความเสถียรที่น้อยลงเมื่อนำมาผสมรวมกับฟังก์ชันนอลมอ นอเมอร์ชนิดอื่นเมื่อเวลาผ่านไป(75) ซึ่งการเกิดปฏิกิริยาเคมีของ 10-MDP ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ได้แก่ ความเข้มข้นของ 10-MDP ส่วนประกอบของมอโนเมอร์ชนิดอื่นที่อยู่ในสารละลายเดียวกัน และความเข้มข้นของสารละลาย(76) นอกจากนี้จากการศึกษาของ Tsuchimoto ยังพบว่าการใช้สาร 10-MDP ที่มีความเข้มข้นแตกต่างกันยังส่งผลต่อค่าแรงยึดติดระหว่างไทเทเนียมและเรซินซีเมนต์ อีกด้วย ซึ่งจากการศึกษาพบว่าการใช้ 10-MDP ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 10 โดยน้ำหนัก ทำให้ได้ ค่าความแข็งแรงยึดสูงกว่าการใช้ 10-MDP ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 1 และ 0.1 โดยน้ำหนัก ตามลำดับ(63)

ในการศึกษาของ Guilherme N. และคณะในปี 2016 ที่ใช้เรซินซีเมนต์ยี่ห้อมัลติลิงค์ ไฮบริด อะบัทเม้น(Multilink Hybrid abutment) ร่วมกับสารช่วยยึดติด Monobond plus มีค่า ความแข็งแรงยึดเหนี่ยวอยู่ที่  $53 \pm 9.7$  เมกะปาสคาล ซึ่งค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่สูงกว่าการศึกษานี้ อาจเกิดจากการที่ใช้ความดันลมในการพ่นอนุภาคอะลูมินาที่มากกว่าในการศึกษานี้ เนื่องจากในการศึกษาของ Guilherme N. และคณะ ใช้แรงดันในการพ่นอนุภาคอะลูมินาอยู่ที่ 0.4 เมกะปาสคาล หรือ 4 บาร์ โดยใช้ระยะห่าง 20 มม. และมีขนาดกลุ่มตัวอย่างที่จำนวนน้อยกว่า ( $n=10$ ) และมีการทำเทอร์โมไซคลิง 5,000 รอบ ก่อนทดสอบความแข็งแรงยึดเหนี่ยว(28) ต่างจาก

ในการศึกษานี้ใช้แรงดันในการพ่นอนุภาคอะลูมินาอยู่ที่ 2 บาร์และระยะห่าง 10 มม. และใช้จำนวนชั้นทดสอบ 15 ชั้น

บางการศึกษาที่มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนต่ำกว่าในการศึกษานี้ เช่น การศึกษาของ Alkadashi A. และคณะ ใช้เรซินซีเมนต์ Multilink Hybrid abutment ได้ค่าความแข็งแรงยึดเฉือนอยู่ที่  $15.91 \pm 3.23$  เมกะปาสคาล(71) ซึ่งการได้ค่าความแข็งแรงยึดที่ไม่เท่ากันในแต่ละการศึกษา อาจเกิดจากหลายปัจจัยเช่น ความดันลม และระยะที่ใช้ในการพ่นอนุภาคอะลูมินา ขนาดของชิ้นงานที่ขึ้นรูปมามีขนาดต่างกัน จำนวนกลุ่มตัวอย่างไม่เท่ากัน หรือการสภาวะความชื้นและอุณหภูมิซึ่งจำลองจากการทำเทอร์โมไซคลิง(thermocycling)(77) จากการศึกษาทั้งหมดพบว่าการพ่นอนุภาคอะลูมินาให้ค่าความแข็งแรงยึดที่มากขึ้นกว่าการไม่มีการปรับปรุงผิวอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ

ในกลุ่มตัวอย่างที่ทำการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซมีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนน้อยที่สุด คือ  $16.25 \pm 2.23$  เมกะปาสคาล ซึ่งในการศึกษานี้ใช้สารละลายโซเดียมโบคาร์บอเนตที่ความเข้มข้นร้อยละ 1.96 โดยมวล และใช้แรงดันไฟฟ้าที่ 60 โวลต์ เพื่อให้ได้ออกไซด์สีทอง สารละลายโซเดียมโบคาร์บอเนตเป็นเบสอ่อน ซึ่งมีการศึกษาพบว่าการใช้สารที่เป็นเบสอ่อนจะมีผลทำให้เกิดชั้นออกไซด์จากทำอะโนไดซที่บาง(0-200nm) ลักษณะโปร่งใส และไม่มีรูพรุน(78) สอดคล้องกับการทบทวนวรรณกรรมของ Asumpiwong W. และคณะพบว่า การทำอะโนไดซด้วยความต่างศักย์ต่ำ จะทำให้เกิดชั้นออกไซด์ที่มีลักษณะแน่นและไม่เป็นรูปร่างที่แน่นอน ในขณะที่การทำอะโนไดซด้วยความต่างศักย์สูงเกินจุดแตกหัก(Breaking point) ทำให้ได้เกิดชั้นออกไซด์ที่หนา มีรูพรุน และเกิดผลึก โดยความหนาของชั้นออกไซด์ขึ้นอยู่กับระดับความต่างศักย์ที่ใช้ด้วย(79) จากการศึกษาของ Yamagami A. และคณะพบว่าโครงสร้างของชั้นออกไซด์ของไทเทเนียมทั้ง Cp, Ti และ Ti-6Al-4V ที่ผ่านกระบวนการอะโนไดซประกอบไปด้วย  $TiO_2$  เป็นหลัก(80) Whangdee P. และคณะในปี 2014 ที่พบว่าการใช้แรงดันไฟฟ้าระดับต่ำไม่เพียงพอต่อการสร้าง  $TiO_2$  แต่จะเกิดเป็นชั้นออกไซด์ที่การผสมกันระหว่าง  $TiO_2$  และ  $Ti_2O_3$  หรือ  $TiO$  ที่มีพลังงานในการยึดติดต่ำกว่า  $TiO_2$  เพียงอย่างเดียว(81) สอดคล้องกับผลจากการวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนและโปรแกรมวิเคราะห์(EDS analysis)ในการศึกษานี้ ที่พบว่าปริมาณของธาตุออกซิเจนของกลุ่มอะโนไดซอยู่ที่ร้อยละ 22.9 มากกว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการปรับปรุงผิวซึ่งไม่มีธาตุออกซิเจนอยู่บนพื้นผิว นอกจากนี้จากการศึกษาของ Milleret V. และคณะพบว่าพื้นผิวของพื้นหลักของรากเทียมระบบ Novel หลังจากกลึงขึ้นรูปมาจากโรงงานแล้ว จะถูกปรับปรุงผิวด้วยการทำ mild anodization process ทำให้เกิดพื้นผิวที่เรียบไม่มีรูพรุน โดยมีความขรุขระของผิว

(Sa) อยู่ที่  $0.13 \pm 0.02$  ไมโครเมตร และมีความหนาของชั้นออกไซด์อยู่ที่  $153 \pm 5$  นาโนเมตร โดยชั้นออกไซด์มีความหนาเพิ่มขึ้นถึง 20 เท่าเมื่อเทียบกับหลักยึดของรากเทียมที่ไม่ได้มีการปรับปรุงผิว (82) ส่วนการศึกษาของ Karambakhsh A. และคณะในปี 2012 พบว่าความหนาของชั้นไทเทเนียมออกไซด์แปรผันตรง และมีความสัมพันธ์แบบเส้นตรงในช่วงค่าความต่างศักย์ 0-100 โวลต์ โดยที่ความต่างศักย์ 60 โวลต์ มีความหนาของชั้นออกไซด์อยู่ที่ 102.6 นาโนเมตร (83) สอดคล้องกับการศึกษาของ Diamanti, M. V. และคณะที่พบว่าความหนาของชั้นออกไซด์ของไทเทเนียมที่ผ่านการเปลี่ยนสีด้วยวิธีการอะโนไดซ์แบบดั้งเดิมจะมีความหนาของชั้นออกไซด์อยู่ในหลักร้อยนาโนเมตร (84) จากการสำรวจพื้นผิวไทเทเนียมด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนภายใต้กำลังขยาย 1,000 เท่ายังพบว่าพื้นผิวของไทเทเนียมที่ได้รับการทำอะโนไดซ์มีความเรียบเนียนแหววมากกว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการปรับปรุงผิว (ภาพประกอบที่ 22) โดยกลุ่มของไทเทเนียมที่ไม่ได้ผ่านการปรับปรุงผิวมีความขรุขระของผิว (Ra) อยู่ที่  $0.27 \pm 0.03 \mu\text{m}$ . (7)

เมื่อทำการปรับปรุงผิวเพิ่มเติมหลังจากการทำอะโนไดซ์ทำให้ชั้นของไทเทเนียมออกไซด์ที่เกิดจากการทำอะโนไดซ์ถูกทำลายเนื่องจากมีความหนาในระดับร้อยนาโนเมตรซึ่งต่ำกว่าความขรุขระที่เกิดขึ้นหลังจากการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตรมีความขรุขระของผิว (Ra) อยู่ที่  $0.96 - 1.17$  ไมโครเมตร (69, 85) และการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาขนาด 30 ไมโครเมตรมีความขรุขระของผิว (Ra) อยู่ที่  $0.43 - 0.9$  ไมโครเมตร (7, 85) ส่งผลให้กลุ่มชิ้นงานที่ทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา และกลุ่มชิ้นงานที่ทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนแตกต่างกับกลุ่มที่พ่นอนุภาคอะลูมินา และกลุ่มที่เคลือบซิลิกาอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ จากการศึกษาที่ผู้เขียนคาดว่า การปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์มีการเปลี่ยนแปลงทางเคมีเท่านั้น ไม่ได้ก่อให้เกิดผลความขรุขระเพิ่มมากขึ้น เป็นเหตุผลที่ทำให้ชิ้นงานไทเทเนียมกลุ่มที่ได้รับการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ที่ 60 โวลต์ ที่นำมายึดติดกับชิ้นงานเซรามิกส์ชนิดลิเทียมไดซิลิเกตด้วยเรซินซีเมนต์ มีค่าความแข็งแรงยึดเฉือนที่ต่ำกว่ากลุ่มอื่น

ในการสังเกตพื้นผิวของไทเทเนียมการศึกษานี้กลุ่มที่ให้ค่าความแข็งแรงยึดติดที่สูงที่สุดคือกลุ่มที่การปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร ( $29.47 \pm 2.41$  เมกะปาสคาล) ซึ่งมีความแตกต่างจากกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิว ( $24.29 \pm 1.61$  เมกะปาสคาล) และกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการทำอะโนไดซ์ ( $16.25 \pm 2.23$  เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) และแตกต่างจากกลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา ( $27.55 \pm 2.05$  เมกะปาสคาล) การทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินา ( $27.84 \pm 2.71$  เมกะ

ปาสคาล) และการทำอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา ( $28.17 \pm 2.78$  เมกะปาสคาล) อย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ ) มีความสอดคล้องกับภาพถ่ายภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนโดยใช้กำลังขยาย 1,000 เท่า แสดงให้เห็นว่ากลุ่มของไทเทเนียมที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาและกลุ่มที่ปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาทั้งไทเทเนียม(ภาพประกอบ 26,27) และไทเทเนียมอะโนไดซ์(ภาพประกอบ 29,30) สภาพผิวมีรูพรุนขนาดใกล้เคียงกัน พื้นผิวมีความหยาบมากกว่ากลุ่มที่ไม่ได้มีการปรับปรุงพื้นผิว ต่างจากกลุ่มของไทเทเนียมที่ปรับสภาพผิวด้วยการทำอะโนไดซ์พื้นผิวมีความเรียบเนียนมากที่สุด (ภาพประกอบ 28)

จากการทดสอบในห้องปฏิบัติการของการศึกษานี้ไม่พบการแตกหักในเนื้อชิ้นทดสอบเซรามิก และไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึด พบเพียงรูปแบบความล้มเหลวแบบผสม และแบบเชื่อมแน่น สอดคล้องกับหลายการศึกษาที่พบว่า การปรับปรุงผิวด้วยการใช้กรดไฮโดรฟลูออริกในเตรียมพื้นผิวเซรามิก ร่วมกับการทาสารคู่ควบไซเลนทำให้เกิดการยึดติดระหว่างเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต และเรซินซีเมนต์ที่ดีที่สุด และไม่พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึด (29, 86, 87)

การศึกษานี้สนใจศึกษารูปแบบความล้มเหลวเฉพาะบนพื้นผิวไทเทเนียมเท่านั้น เนื่องจากการปรับปรุงผิวของลิเทียมไดซิลิเกตด้วยกรดไฮโดรฟลูออริกและทาสารคู่ควบไซเลนได้รับการศึกษา และยอมรับว่าทำให้เกิดค่าความแข็งแรงยึดติดที่ดี ประสบความสำเร็จในทางคลินิกมาอย่างยาวนานตามที่ได้กล่าวไปเบื้องต้น รวมถึงจากการศึกษาของ Peutzfeldt A. และคณะในปี 2011 ได้ทดสอบค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างเนื้อฟัน และวัสดุทางทันตกรรมบูรณะหลายอย่าง รวมถึงเซรามิกชนิดที่มีแก้วเป็นองค์ประกอบและ ไทเทเนียม ที่ยึดติดกับเรซินซีเมนต์ที่ห่อมัดดีลิ้ง พบว่าค่าแรงยึดติดระหว่างผิวฟันและเซรามิก ( $13.5 \pm 2.9$  เมกะปาสคาล) มีค่ามากกว่าไทเทเนียม ( $11.6 \pm 2.7$  เมกะปาสคาล) และยังพบว่าไม่มีการแตกหักของระหว่างสารยึดติดและเนื้อฟันในกลุ่มของไทเทเนียม แต่มีการแตกหักในกลุ่มเซรามิกอยู่ที่ร้อยละ 13 แสดงให้เห็นว่าเรซินซีเมนต์ชนิดนี้เกิดการยึดติดกับเซรามิกได้ดีกว่าไทเทเนียม (73)

จากการสังเกตรูปแบบความล้มเหลวผ่านกล้องสเตอริโอไมโครสโคปที่กำลังขยาย 20 เท่า พบว่ากลุ่มอะโนไดซ์พบรูปแบบความล้มเหลวแบบยึดมากที่สุด ในขณะที่กลุ่มอื่นพบรูปแบบความล้มเหลวแบบผสม และแบบเชื่อมแน่น รูปแบบความล้มเหลวแบบยึดที่มากมีความสัมพันธ์กับค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่ต่ำ ( $16.25 \pm 2.23$  เมกะปาสคาล) ต่างจากกลุ่มอื่นอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) แสดงให้เห็นถึงความไม่แข็งแรงของการยึดติดระหว่างไทเทเนียมที่ผ่านการอะโนไดซ์กับเรซินซีเมนต์ สอดคล้องกับการทดลองของ Coskun M.E. และคณะในปี 2018 ที่พบรูปแบบ

ความล้มเหลวแบบยึดบนชิ้นงานโลหะนิกเกิลโครเมียมที่ผ่านการทำอะโนไดซ์มากกว่ากลุ่มที่มีการปรับปรุงผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินา และกลุ่มควบคุม ซึ่งคาดว่าเกิดจากการที่ชั้นออกไซด์ที่มากเกินไปบริเวณผิวของโลหะทำให้เกิดการยึดติดที่น้อยลง(16)

ไทเทเนียมเป็นโลหะพื้นฐานสามารถสร้างชั้นออกไซด์ที่เสถียร( $\text{TiO}_2$ )จากการสัมผัสอากาศได้แต่มีความบางมากอยู่ที่ 2-7 นาโนเมตร(88) ซึ่งชั้นออกไซด์นี้สามารถไปทำปฏิกิริยากับสาร 10-MDP (พันธะโควาเลนต์ พันธะไฮโดรเจน และแรงวานเดอร์วาลส์)(89) ร่วมกับการเกิดพันธะเคมีที่ไม่แข็งแรงมากกับสารเคลือบไซเลนจากสารไพร์เมอร์อเนกประสงค์ทำให้เกิดการยึดติดกับเรซินซีเมนต์ได้( $\text{CT}=24.29\pm 1.61$  เมกะปาสคาล) แต่หากมีการปรับปรุงผิวโดยทำให้ผิวไทเทเนียมมีความขรุขระมากขึ้นจะเพิ่มการไหลแผ่ของเรซินซีเมนต์ไปบนพื้นผิว เพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดติด และยังเป็นการทำความสะอาดพื้นผิวที่อาจเกิดการปนเปื้อนได้อีกด้วยซึ่งจากการศึกษานี้เลือกใช้การพ่นอนุภาคอะลูมินา( $\text{SB}=29.47\pm 2.41$  เมกะปาสคาล) และการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา( $\text{CJ}=27.55\pm 2.05$  เมกะปาสคาล) ได้ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ ส่วนกลุ่มอะโนไดซ์เพื่อให้เกิดความสวยงามของสีผิวพบว่าค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวต่ำที่สุด( $\text{AN}=16.25\pm 2.23$  เมกะปาสคาล)ซึ่งคาดว่าเกิดจากการที่มีชั้นออกไซด์ที่หนาขึ้นส่งผลเสียต่อการยึดเกาะทั้งในแง่ของคุณสมบัติทางเคมี และการที่ผิวของไทเทเนียมมีความเรียบเนียนขึ้นดังที่กล่าวไปเบื้องต้น หากปรับปรุงผิวเพิ่มเติมด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินา( $\text{ANSB}=27.84\pm 2.71$  เมกะปาสคาล) และการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกา( $\text{ANCJ}=28.17\pm 2.78$  เมกะปาสคาล)จะทำให้ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวดีขึ้นแต่ชั้นออกไซด์ที่เกิดจากอะโนไดซ์หลุดลอกออกเนื่องจากความลึกของผิวหลังการปรับปรุงผิวมากกว่าความหนาของชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้น ผู้เขียนจึงสามารถสรุปได้ว่าการปรับปรุงผิวไทเทเนียมที่ทำให้เกิดความขรุขระของผิว และมีการเปลี่ยนแปลงทางเคมี(การพ่นอนุภาคอะลูมินา, การพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบผิวด้วยซิลิกา)ทำให้มีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวสูงขึ้นกว่าการไม่มีการปรับปรุงผิวและสูงกว่าการปรับปรุงผิวด้วยการเปลี่ยนแปลงทางเคมีเพียงอย่างเดียว(การทำอะโนไดซ์)

มีหลายการศึกษาที่ได้กำหนดค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่ยอมรับได้ทางคลินิกระหว่างวัสดุบูรณะประเภทต่างๆและเรซินซีเมนต์มีค่าตั้งแต่ จากการกำหนดของ ISO 10477 ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว ที่สามารถรับได้ของวัสดุที่มีเรซินเป็นพื้นฐานต่อวัสดุชนิดอื่นๆอยู่ที่ 5 เมกะปาสคาล(90) แต่ในการศึกษาทางคลินิกของ Matsumura H และคณะในปี 2001 ได้เสนอว่าแรงยึดระหว่างคอมโพสิตเรซินและโลหะควรจะสามารถต้านทานแรงอย่างน้อย 10 เมกะปาสคาลเพื่อให้ได้ผลทางคลินิกที่ดี(91) การศึกษาของ Sengun, A. และคณะในปี 2003 ที่พบว่าค่าความ

แข็งแรงยึดเหนี่ยวของเนื้อฟันของมนุษย์อยู่ที่ 13.4 เมกะปาสคาล(92) ซึ่งใกล้เคียงกับการศึกษาของ Thurmond, J. W. ที่แนะนำว่าควรมีค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวมากกว่า 13 เมกะปาสคาล(93) ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวเฉลี่ยของทุกกลุ่มทดลองมากกว่าค่าต่ำสุดที่สามารถยอมรับได้ทางคลินิก นอกจากนี้ปัจจัยในการต้านทานแรงบดเคี้ยวนอกจากการปรับสภาพผิวเพื่อทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค(Micromechanical retention)และทางเคมี ยังมีการสร้างการยึดติดเชิงกลระดับมหภาค(Macromechanical retention) ซึ่งได้แก่การสร้างหลักยึดให้มีความขนาน ความสูงของหลักยึด หรือการเพิ่มพื้นที่ผิวของหลักยึดด้วยการทำร่องต้านการหลุดบริเวณพื้นผิว เป็นต้น (94) แต่การศึกษานี้เป็นเพียงการศึกษาในห้องปฏิบัติการด้วยการใช้ชิ้นงานลักษณะเป็นเหรียญหน้าตัดกลมพื้นผิวเรียบ ยังต้องการการศึกษาเพิ่มเติมอีกในหลายปัจจัยเพื่อจำลองการใช้งานจริงของหลักยึด นอกจากนี้สภาวะในช่องปากที่มีความชื้น และการเปลี่ยนแปลงทางอุณหภูมิยังเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการเสื่อมสภาพของเรซินซีเมนต์ ยังเป็นสิ่งที่ควรศึกษาเพิ่มเติมก่อนนำไปใช้ในผู้ป่วยจริงในคลินิก เพื่อให้ได้การยึดติดที่มีประสิทธิภาพดี และมีอัตราการประสบความสำเร็จทางคลินิกในระดับสูง

การใช้เรซินคอมโพสิตสีที่บดเพื่อปกปิดสีโลหะของหลักยึดไทเทเนียมเป็นวิธีที่ได้รับความนิยม แต่ค่าความแข็งแรงยึดหลักยึดโลหะไทเทเนียมและเรซินคอมโพสิตที่มีสีที่ขึ้นอยู่กัษณิตของวัสดุแต่ละยี่ห้อ(ผงกับน้ำ หรือครีม) และความชอบน้ำของวัสดุที่ประกอบไปด้วยไดเมทา-คริลเลตซึ่งทำให้เกิดความไม่แน่นอน(95) และอาจเกิดข้อผิดพลาดในการใช้งานทำให้ได้ค่าความแข็งแรงยึดที่น้อยลงรวมไปถึงเทคนิคการทำคอนข้างซับซ้อนผู้ใช้ต้องมีความรู้และได้รับการฝึกฝนมาเป็นอย่างดี ต่างจากการทำอะโนไดซ์เพื่อปกปิดสีของหลักยึดที่สามารถทำได้ง่ายไม่ยุ่งยาก และมีค่าใช้จ่ายไม่สูง

จากการศึกษาผู้เขียนได้ทำการวิเคราะห์ได้ว่าหากทำการปรับปรุงผิวไทเทเนียมก่อนการทำอะโนไดซ์ ทำให้มีสีที่สวยงามขึ้นรวมถึงได้ค่าความแข็งแรงยึดที่ดีขึ้นเนื่องจากผิวไทเทเนียมมีความขรุขระมากขึ้นหลังทำการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร( $Ra=1.15\pm 0.02$  ไมโครเมตร) เมื่อผ่านการทำอะโนไดซ์จะทำให้เกิดไทเทเนียมออกไซด์ความหนาประมาณ 200 นาโนเมตรมาเคลือบบนพื้นผิว ทำให้พื้นผิวที่ขรุขระตื้นขึ้นบ้างเล็กน้อยทำให้ค่าความแข็งแรงยึดลดลงกว่าการอะโนไดซ์ก่อนพ่นอนุภาคอะลูมินาแต่คาดว่าไม่มากนัก ดังนั้นเมื่อนำการไปยึดติดกับเรซินซีเมนต์ทำให้มีการเพิ่มความแข็งแรงยึดเหนี่ยวจากทางเชิงกลและเชิงเคมีโดยยังคงความสวยงามเนื่องจากสีทองที่เกิดจากชั้นอะโนไดซ์ไม่โดนทำลายไป สำหรับการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาเคลือบซิลิกาอาจจะไม่สามารถทำให้เกิดความแข็งแรงยึดที่ดีได้เนื่องจากหลังพ่นอะลูมินาเคลือบซิลิกา

แล้วบนพื้นผิวไทเทเนียมจะมีอนุภาคซิลิกาฝังอยู่ซึ่งเป็นพื้นผิวที่พร้อมจะทำปฏิกิริยาเคมีกับสารไฮโดรเจน หากนำไปทำอะโนไดซ์ซึ่งต้องมีการจุ่มขึ้นทดสอบลงในสารอิเล็กโทรไลต์จะเกิดการปนเปื้อน และทำให้ค่าความแข็งแรงยึดติดต่ำลงมากทำให้ไม่เกิดปฏิกิริยาเคมีที่พื้นผิวอย่างสมบูรณ์ ดังนั้นผู้เขียนจึงคาดว่า การพ่นอนุภาคอะลูมินาก่อนการทำอะโนไดซ์จึงจะเป็นวิธีที่เหมาะสม ค่าใช้จ่ายน้อย สามารถทำได้ไม่ยุ่งยาก และได้ค่าความแข็งแรงยึดติดอยู่ในระดับที่มากกว่าการทำอะโนไดซ์เพียงอย่างเดียว

### ข้อเสนอแนะ

1. การวิจัยนี้มีข้อจำกัดเนื่องจากเป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ มุ่งเน้นศึกษาค่าความแข็งแรงยึดติดบนชิ้นงานที่มีลักษณะทรงดิสก์แผ่นกลมผิวเรียบ โดยไม่ได้จำลองถึงสภาพหลักยึดไทเทเนียมของจริงที่จะมีทั้งความสูง และความกว้าง รวมถึงสภาวะต่างๆในช่องปากมีทั้งความชื้น และการเปลี่ยนแปลงทางอุณหภูมิยังเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการเสื่อมสภาพของเรซินซีเมนต์ ซึ่งอาจเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อค่าความแข็งแรงยึดติด (96) ดังนั้นต้องการการศึกษาเพิ่มเติมอีกในหลายปัจจัยเพื่อจำลองการใช้งานจริงของหลักยึดให้มีประสิทธิภาพ และมีอัตราการประสบความสำเร็จทางคลินิกที่ดี

2. การปรับปรุงผิวไทเทเนียมด้วยวิธีการทำอะโนไดซ์เป็นการเพิ่มความสวยงามของหลักยึดเพื่อให้เหมาะแก่การบูรณะบริเวณพื้นหน้า โดยการปรับปรุงผิวด้วยวิธีการทำอะโนไดซ์เพียงอย่างเดียวให้ค่าความแข็งแรงยึดติดที่พอใช้ได้ แต่เมื่อเพิ่มการปรับปรุงผิวด้วยวิธีเชิงกลเสริม เช่น การพ่นอนุภาคอะลูมินาหรือการพ่นอนุภาคอะลูมินาเคลือบด้วยซิลิกา ค่าความแข็งแรงยึดติดเพิ่มขึ้น การปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมินาสามารถทำได้ก่อนการทำอะโนไดซ์ เพื่อเพิ่มค่าความแข็งแรงยึดและคงสีสันให้สวยงาม สามารถนำวิธีการปรับปรุงผิวไทเทเนียมนี้ไปปรับปรุงพัฒนาต่อยอดเพื่อนำไปใช้จริงทางคลินิก

## บรรณานุกรม

1. Hu M, Chen J, Pei X, Han J, Wang J. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. *J Dent.* 2019;88:103-15.
2. Akin H, Guney U. Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci.* 2012;27(6):1183-7.
3. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials*/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. 13 ed: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012.
4. Philip G. Titanium and its role in Dentistry. *Titanium and its role in Dentistry.* 2017;7:602-8.
5. Sellers K, Powers J, Kiat-Amnuay S. Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2016;117:247-52.
6. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z. Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2019;121(1):156-65.
7. Kilicarslan M, Ozkan P, Mumcu E, Deniz S. Efficacy of uncommon surface treatment methods on titanium in order to improve bond strengths for adhesive cementation. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2016;30:1-12.
8. Wadhvani C, Schoenbaum T, King K, Chung K-H. Techniques to Optimize Color Esthetics, Bonding, and Peri-implant Tissue Health With Titanium Implant Abutments. *The Compendium of continuing education in dentistry.* 2018;39:110-9.
9. Martinez-Rus F, Prieto M, Salido M, Madrigal C, Özcan M, Pradies G. A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2017;32:156-63.
10. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal

accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(3).

11. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of dental research*. 2006;85(5):473-8.

12. Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(4).

13. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:139-46.

14. Cao Y, Yu C, Wu Y, Li L, Li C. Long-Term Survival and Peri-Implant Health of Titanium Implants with Zirconia Abutments: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2019;28(8):883-92.

15. Park SJ, Lee SW, Leesungbok R, Ahn SJ. Influence of the connection design and titanium grades of the implant complex on resistance under static loading. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(5):388-95.

16. Akar T, Çırak B. Searching the effect of anodization process as a surface treatment. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2018;21:298-303.

17. Ergün Kunt G, Ceylan G, Yılmaz N. Effect of surface treatments on implant crown retention. *Journal of dental sciences*. 2010;3:131-5.

18. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials*. 2012;28(5):467-77.

19. Toptan F, Alves A, Henriques B, Souza J, Coelho R, Silva F, et al. Influence of the processing route of porcelain/Ti-6Al-4V interfaces on shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:327-37.

20. Wang A, Ge C, Yin H, Gao Y, Jiang T, Xia C, et al. Evolution of silica coating layer on titanium surface and the effect on the bond strength between titanium and porcelain. *Applied Surface Science*. 2013;276:723-30.

21. Gosavi S, Gosavi S, Alla RK. Titanium - A Miracle Metal in Dentistry. Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2013;27:42-6.
22. Wang C-S, Chen K-K, Tajima K, Nagamatsu Y, Kakigawa H, Kozono Y. Effects of sandblasting media and steam cleaning on bond strength of titanium-porcelain. Dental materials journal. 2010;29:381-91.
23. Helvey G. Classification of Dental Ceramics. Inside Dentistry. 2013;April 2013.
24. Klaisiri A, Krajangta N, Thamrongananskul N. Effect of Universal Adhesive on Shear Bond Strength of Resin Composite to Feldspathic Ceramic Khon Kaen University Dental Journal. 2019;22(2):135-43.
25. Sbricoli L PG, Abate D, Saldan A, Palù G, Bressan E. . Influence of abutment material and detersion protocol on bacterial adhesion: An in vitro study. J Oral Science Rehabilitation. 2018;4(1):32-6.
26. Elaskary A. Fundamentals of esthetic implant dentistry: John Wiley & Sons; 2008.
27. Dede D, Armaganci A, Ceylan G, Çankaya S, Celik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. Acta odontologica Scandinavica. 2013;71:1570–78.
28. Guilherme N, Wadhvani C, Zheng C, Chung K-H. Effect of surface treatments on titanium alloy bonding to lithium disilicate glass-ceramics. The Journal of prosthetic dentistry. 2016;116(5):797-802.
29. Guimarães HA, Cardoso PC, Decurcio RA, Monteiro LJ, de Almeida LN, Martins WF, et al. Simplified Surface Treatments for Ceramic Cementation: Use of Universal Adhesive and Self-Etching Ceramic Primer. International Journal of Biomaterials. 2018;2018:1-7.
30. Garboza CS, Berger SB, Guiraldo RD, Fugolin APP, Gonini-Júnior A, Moura SK, et al. Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. Brazilian dental journal. 2016;27(4):458-62.
31. Taira Y, Sakai M, Soeno K, Sawase T. Comparison of four silane primers and an isocyanate primer for bonding of tri-n-butylborane resin to a leucite-reinforced glass ceramic. Journal of prosthodontic research. 2013;57(2):88-92.

32. Al Jabbari Y, Zinelis S, Eliades G. Effect of sandblasting conditions on alumina retention in representative dental alloys. *Dental materials journal*. 2012;31:249-55.
33. Antanasova M, Kocjan A, Hočvar M, Jevnikar P. Influence of surface airborne-particle abrasion and bonding agent application on porcelain bonding to titanium dental alloys fabricated by milling and by selective laser melting. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019(2019):1-9.
34. Kurt M, Kulunk T, Ural C, Kulunk S, Danisman S, Savas S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol*. 2013;39(1):44-51.
35. Oshida Y, Munoz CA, Winkler MM, Hashem A, Itoh M. Fractal dimension analysis of aluminum oxide particle for sandblasting dental use. *Bio-medical materials and engineering*. 1993;3(3):117-26.
36. Ozcan M, Volpato CA. Adhesion Protocol for Bonding Abutments or Fixed Dental Prostheses on Titanium Bases in Implant-borne Reconstructions: How and Why? *J Adhes Dent*. 2016;18(3):268-9.
37. Guo L, Tian J, Wu J, Li B, Zhu Y-B, Xu C, et al. Effect of surface texturing on the bonding strength of titanium–porcelain. *Materials Letters*. 2014;131:321-3.
38. Toptan F, Alves AC, Henriques B, Souza JCM, Coelho R, Silva FS, et al. Influence of the processing route of porcelain/Ti-6Al-4V interfaces on shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:327-37.
39. Tamac E, Kumbuloglu T, Toksavul S, Toman M, Sarikanat M. Effects of sandblasting and silicoating on bond strength between titanium and porcelain. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2018;21(9):1177-81.
40. Ho B, Tsoi J, Liu D, Lung C, Wong H, Matinlinna J. Effects of sandblasting distance and angles on resin cement bonding to zirconia and titanium. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2015;62:25-31.
41. On1™ Concept Instructions for use - Nobel Biocare Store [Internet]. Noble Biocare AB. 2019. Available from:  
[https://store.nobelbiocare.com/international/en/media/eifu/IFU1059\\_EN\\_US\\_03.pdf](https://store.nobelbiocare.com/international/en/media/eifu/IFU1059_EN_US_03.pdf).

42. Susin C, Finger Stadler A, Fiorini T, Rabelo M, Ramos U, Schüpbach P. Safety and efficacy of a novel anodized abutment on soft tissue healing in Yucatan mini-pigs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019;21:34-43.
43. Teng F, Chen H, Xu Y, Liu Y, Ou G. Polydopamine deposition with anodic oxidation for better connective tissue attachment to transmucosal implants. *Journal of periodontal research*. 2018;53(2):222-31.
44. Hall J, Neilands J, Davies JR, Ekestubbe A, Friberg B. A randomized, controlled, clinical study on a new titanium oxide abutment surface for improved healing and soft tissue health. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21:55-68.
45. Bertolotti R. Adhesion to Porcelain and Metal. *Dental clinics of North America*. 2007;51:433-51.
46. Elsharkawy S, Shakal M, Elshahawy W. Effect of various surface treatments of implant abutment and metal cope fitting surface on their bond strength to provisional resin cement. *Tanta Dental Journal*. 2015;12(4):235-40.
47. Wanichtanom T. The Shear Bond Strength of Lithium Disilicate Glass-ceramic Bonded with Titanium Using Four Resin Cements: Chulalongkorn University; 2013.
48. British Standard B, ISO E. 29022: 2013,“. Dentistry–Adhesion–Notched-edge shear bond strength test” International Standards Organisation, Brussels, Belgium. 2013:1-24.
49. Van Noort R. Testing bond strength: the case of dental biomaterials. *Joining and Assembly of Medical Materials and Devices*: Elsevier; 2013. p. 514-33.
50. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry*. 2014;17(5):420-26.
51. Behr M, Rosentritt M, Gröger G, Handel G. Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):33-42.
52. ISO-Standards. ISO 29022: 2013 Dentistry-Adhesion-Notched-edge Shear Bond Strength Test.
53. Elias C, Lima J, Valiev R, Meyers M. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*. 2008;60(3):46-9.

54. W Nicholson J. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*. 2020;2(2):100-16.
55. Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, Culic B, Dannewitz B, Sculean A. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clinical oral implants research*. 2015;26(5):537-44.
56. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(5):474-97.
57. Cortellini D, Valenti M, Canale A. The metal-free approach to restorative treatment planning. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2006;1(3).
58. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence international*. 2004;35(10).
59. Watanabe L, editor *Variables influence on shear bond strength testing to dentin. Advanced adhesive dentistry, 3rd International Kuraray Symposium, 1999*; 1999: Kuraray Co. Ltd.
60. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T, et al. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dental Materials*. 1995;11(5-6):298-304.
61. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*. 1993;43(5):492-8.
62. Dapieve KS, Machry RV, Pilecco RO, Kleverlaan CJ, Pereira GKR, Venturini AB, et al. One-step ceramic primer as surface conditioner: Effect on the load-bearing capacity under fatigue of bonded lithium disilicate ceramic simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;104:103686.
63. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, et al. Effect of 4-MET-and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dental materials journal*. 2006;25(1):120-4.
64. Yanagida H, Matsumura H, Taira Y, Atsuta M, Shimoe S. Adhesive bonding of

- composite material to cast titanium with varying surface preparations. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(2):121-6.
65. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*. 2018;34(1):13-28.
66. Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(3):275.
67. Leite WR, Pereira PHDS. Effect of luting agent on the bond strength of ceramic-based lithium disilicate and titanium abutment subjected to artificial aging. *Scientific Investigation in Dentistry*. 2017;22(1):7-13.
68. Kern M, Thompson V. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *Journal of Dentistry*. 1994;22(5):300-6.
69. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(1):50-7.
70. Nakhaei M, Fendereski Z, Alavi S, Mohammadipour H-S. The Micro-Shear bond strength of different cements to commercially pure titanium. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2019;11(9):e820.
71. Alkhadashi A, Güven MÇ, Erol F, Yıldırım G. The Effect of Different Combinations of Surface Treatments and Bonding Agents on the Shear Bond Strength Between Titanium Alloy and Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2020;40(2).
72. Zhang X, Chai Z-g, Wang H, Wang Y-j, Chen J-h. Influence of different adherend materials and combinations on in vitro shear bond strength. *Dental materials journal*. 2013;32(4):622-7.
73. Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Operative dentistry*. 2011;36(3):266-73.
74. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(2):17-24.
75. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al.

Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental Materials*. 2016;32(10):1218-25.

76. Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez MF, Reis A, et al. Effect of MDP-containing silane and adhesive used alone or in combination on the long-term bond strength and chemical interaction with lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent*. 2017;19(3):203-12.

77. Guarda G, Correr A, Gonçalves L, Costa A, Borges G, Sinhoreti M, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative dentistry*. 2013;38(2):208-17.

78. Bulletin MT. Titanium anodizing, an in house evaluation. *Metalast*. 2000.

79. Asumpinwong W, Saengkiettyut K, Srimaneepong V. Different constant voltages of anodization on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy. *Chiang Mai J Sci*. 2015;42(1):239-48.

80. Yamagami A, Nagaoka N, Yoshihara K, Nakamura M, Shirai H, Matsumoto T, et al. Ultra-structural evaluation of an anodic oxidated titanium dental implant. *Dental materials journal*. 2014;33(6):828-34.

81. Whangdee P. EFFECT OF ANODIZING CONDITIONS AND ULTRAVIOLET IRRADIATION ON HYDROPHILICITY OF ANODIZED FILMS ON Ti-6Al-4V: Chulalongkorn University; 2014.

82. Milleret V, Lienemann PS, Gasser A, Bauer S, Ehrbar M, Wennerberg A. Rational design and in vitro characterization of novel dental implant and abutment surfaces for balancing clinical and biological needs. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21:15-24.

83. Karambakhsh A, Afshar A, Malekinejad P. Corrosion resistance and color properties of anodized Ti-6Al-4V. *Journal of materials engineering and performance*. 2012;21(1):121-7.

84. Diamanti MV, Del Curto B, Pedferri M. Anodic oxidation of titanium: from technical aspects to biomedical applications. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics*.

2011;9(1):55-69.

85. Pitta J, Burkhardt F, Mekki M, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020.
86. Lise DP, Perdigão J, Van Ende A, Zidan O, Lopes GC. Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Operative dentistry*. 2015;40(5):524-32.
87. Li R, Ma SQ, Zang CC, Zhang WY, Liu ZH, Sun YC, et al. Enhanced bonding strength between lithium disilicate ceramics and resin cement by multiple surface treatments after thermal cycling. *PLoS One*. 2019;14(7):e0220466-e.
88. Oshida Y. *Bioscience and bioengineering of titanium materials*: Elsevier; 2010.
89. Di Francescantonio M, Oliveira MTd, Daroz LGD, Henriques GEP, Giannini M. Adhesive bonding of resin cements to cast titanium with adhesive primers. *Brazilian dental journal*. 2012;23(3):218-22.
90. 10477 I. *Dentistry–Polymer-based crown and bridge materials*. International Standards Organization (ISO) Geneva, Switzerland; 2004.
91. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(3):315-9.
92. Sengun A, Ozer F, Unlu N, Ozturk B. Shear bond strengths of tooth fragments reattached or restored. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(1):82-6.
93. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(4):355-9.
94. Kishimoto M, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. Influence of preparation features on retention and resistance. Part II: three-quarter crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(2):188-92.
95. Almilhatti HJ, Neppelenbroek KH, Vergani CE, Machado AL, PAVARINA AC, Giampaolo ET. Adhesive bonding of resin composite to various titanium surfaces using

different metal conditioners and a surface modification system. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(6):590-6.

96. Barbosa S, Camargo F, Filho O, Bottino M. Durability of bond strength between titanium alloy and resin cement. *Brazilian Dental Science*. 2010;11.





## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ละอองดาว อมรวิจิตเวช
วัน เดือน ปี เกิด	3 มิถุนายน 2536
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	พ.ศ.2560 ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต(เกียรตินิยมอันดับ 2) มหาวิทยาลัยมหิดล
ที่อยู่ปัจจุบัน	161 ถนนอุดมสุข แขวงหนองบอน เขตประเวศ กทม. 10250

