

ความต้านทานต่อการศึกของไททาเนียมเมื่อคั่วเป็นพันธระรชาติ



นาย อاطر สุทธิวราภีรักษ์

สถาบันวิทยบริการ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

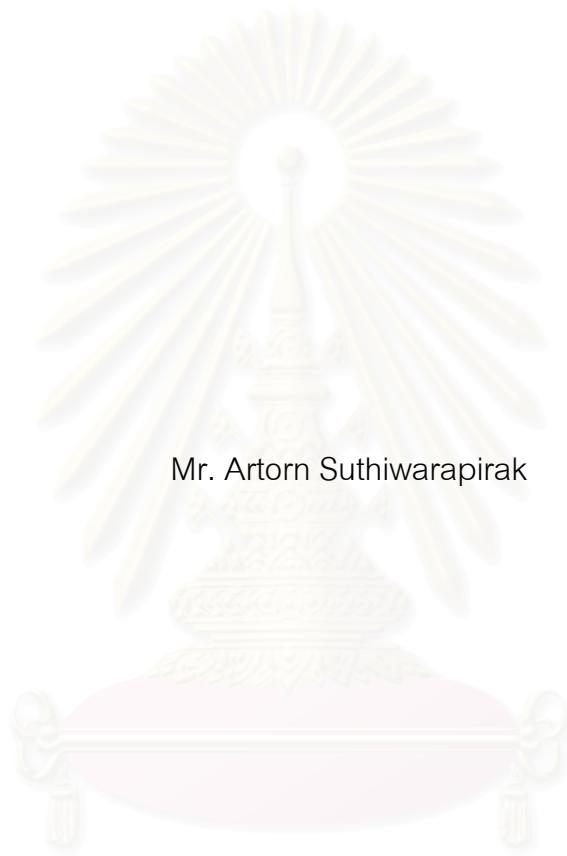
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2547

ISBN 974-17-6442-1

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

WEAR RESISTANCE OF TITANIUM AGAINST NATURAL TEETH



Mr. Artorn Suthiwarapirak

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2004

ISBN 974-17-6442-1

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ความต้านทานต่อการสึกของไททาเนียมเมื่อคู่สับเป็นพันธกรรมชาติ
โดย นาย อาทร สุทธิวิภากรักษ์
สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. แมนสรวง อักษรนุกิจ
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ลีติมา ภูศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. แมนสรวง อักษรนุกิจ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. ปารมภ์ ชาลิม)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. รังสิมา สกุลณะมรรคา)

อาทร สุทธิวารินทร์ : ความต้านทานต่อการสึกของไททาเนียมเมื่อคู่สับเป็นฟันธรรมชาติ
(WEAR RESISTANCE OF TITANIUM AGAINST NATURAL TEETH)

อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. แมนสรวง อักษรนุกิจ,

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม : รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร, 136 หน้า

ISBN 974-17-6442-1

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานต่อการสึกของโลหะไททาเนียมเมื่อคู่สับเป็นฟันธรรมชาติ เทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และศึกษาปัจจัยบางอย่างที่มีอิทธิพลต่อการสึก ได้แก่ ความขรุขระของผิวหลังการขัดและความแข็งผิวของโลหะ โดยเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะซึ่งประกอบด้วย ไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียม 2 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb เป็นกลุ่มทดลอง และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นกลุ่มควบคุม ชิ้นตัวอย่างฟันเตรียมจากฟันกรามน้อยซึ่งถูกถอนเนื่องจากการจัดฟัน ตอนที่ 1 ทำการขัดโลหะทั้ง 4 กลุ่มด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน จากนั้นวัดค่าเฉลี่ยความขรุขระของชิ้นตัวอย่างโลหะแต่ละชิ้นด้วยเครื่องทดสอบความขรุขระผิว นำข้อมูลมาทดสอบสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวและเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี ตอนที่ 2 ทดสอบความแข็งผิวของโลหะแต่ละกลุ่มด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว โดยใช้น้ำหนักกด 500 นิวตัน เป็นเวลา 15 วินาที นำข้อมูลมาทดสอบสถิติเช่นเดียวกับตอนที่ 1 จากนั้นหาความสัมพันธ์ระหว่างความขรุขระผิวและความแข็งผิว ตอนที่ 3 ทำการทดลองโดยยึดชิ้นตัวอย่างฟันและชิ้นตัวอย่างโลหะเข้ากับเครื่องจำลองการสึก ซึ่งออกแบบให้เป็นการสึกเกิดจากสององค์ประกอบ โดยให้ชิ้นตัวอย่างฟันเคลื่อนไปบนชิ้นตัวอย่างโลหะภายใต้ น้ำที่ไหลเวียน ด้วยความเร็ว 60 รอบต่อนาที เป็นระยะทาง 8 มิลลิเมตร โดยใช้น้ำหนักถ่วงขนาด 100 นิวตัน และประเมินความต้านทานต่อการสึกจากน้ำหนักที่สูญเสียไปของชิ้นตัวอย่างโลหะ และความสูงที่หายไปของชิ้นตัวอย่างฟัน ซึ่งวัดด้วยเครื่องโปรไฟล์โปรเจกเตอร์ภายหลังการทดสอบจำนวน 10,000 รอบ นำข้อมูลมาทดสอบสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนหลายตัวแปรแบบมีตัวแปรร่วม และเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี พบว่า ผิวขัดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความเรียบมากกว่าผิวขัดของโลหะในกลุ่มไททาเนียม ความแข็งผิวของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียม แต่มีค่ามากกว่าความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ความขรุขระผิวและความแข็งผิวของโลหะมีความสัมพันธ์ในเชิงลบโดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ -0.71 โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความต้านทานต่อการสึกสูงกว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมเมื่อคู่สับเป็นฟันธรรมชาติ โลหะผสมไททาเนียมมีการสึกมากที่สุดและยังทำให้ฟันคู่สับมีการสึกมากที่สุดเช่นกัน นอกจากนี้ เมื่อตรวจสภาพพื้นผิวของโลหะด้วยกล้องจุลทรรศน์ อะตอมมิคฟอร์ซ พบว่า ผิวสึกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความเรียบมากที่สุด

ภาควิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อ.....
สาขาวิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....
ปีการศึกษา.....2547.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

4576121432 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD : WEAR RESISTANCE / Cp-Ti / Ti-6Al-4V / Ti-6Al-7Nb

ARTORN SUTHIWARAPIRAK: WEAR RESISTANCE OF TITANIUM AGAINST NATURAL TEETH. THESIS ADVISOR: ASST. PROF. DR. MANSUANG ARKSORNNUKIT, THESIS COADVISOR: ASSOC. PROF. STAPORN SUPRICHAKORN, 136 pp. ISBN 974-17-6442-1

The purpose of this study was to evaluate wear resistance between titanium and cobalt-chromium alloys when opposing to natural teeth; enamel. Surface roughness after polishing and microhardness of metal were also evaluated. Metal specimens were cast from α titanium (commercially pure titanium; Cp-Ti), and 2 $\alpha+\beta$ alloys (Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb). Co-Cr alloys were also cast and served as the control. Tooth specimens were selected from extracted premolar for orthodontic purpose. Part I, 4 groups of metal were polished with the same procedure. Roughness average (Ra) of each group was measured by using a surface roughness tester. ANOVA and Bonferroni's multiple comparisons were performed at $p < 0.05$. Part II, the surface hardness test was performed using a digital microhardness tester (load: 500 g; dwell time: 15 seconds). Statistical analysis was performed as in part I. The correlation between surface roughness and hardness was also assessed. Part III, tooth and metal specimen were secured in an in vitro 2-body wear simulator. Wear testing was performed by repeatedly grinding upper tooth specimen on lower metal specimen under flowing water (60 cycles/min, grinding distance: 8 mm. and 100 N dead weight). After 10,000 cycles, wear resistance was assessed by weight loss (WL) of metal specimen and vertical height loss (VHL) of enamel; assessed by profile projector method. MANCOVA and Bonferroni's multiple comparisons were performed at $p < 0.05$. The surface of Co-Cr alloys was observed to be much smoother than those of Cp-Ti and Ti alloys. The surface hardness of Co-Cr alloys and Ti alloys was significantly higher than that of Cp-Ti ($p < 0.05$). A significant negative correlation exists between surface hardness and surface roughness with a correlation coefficient of $r = -0.71$. When opposing to enamel, Co-Cr alloys demonstrated better wear resistance than Cp-Ti and its alloys. Ti alloys exhibited the greatest wear of themselves as well as their corresponded opposing enamel. Moreover, atomic force microscope (AFM) observation after the test revealed that the worn surface of Co-Cr alloys is the smoothest among the examined metals.

Department.....Prosthodontics.....Student's signature.....

Field of study.....Prosthodontics.....Advisor's signature.....

Academic year.....2004.....Co-advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี จากความช่วยเหลือ คุณดูแลเอาใจใส่และให้คำแนะนำเป็นอย่างดีจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.แมนสรวง อักษรนุกิจ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ รองศาสตราจารย์สถาพร สุปรีชากร ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ทั้งสองท่านที่ได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าในการให้คำปรึกษา และชี้แนะแนวทางที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย ทำให้การดำเนินงานในขั้นตอนต่างๆ มีความสะดวกราบรื่นและมีประสิทธิภาพตลอดการทำงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ Associate Professor Dr. Hidekazu Takahashi, Advanced Biomaterials, Tokyo Medical and Dental University ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์มอบชิ้นงานไททาเนียมสำหรับใช้ทดสอบในครั้งนี้ ขอขอบพระคุณ ดร.สมบัติ ธนวันต์ ภาควิชาเคมี (โพลีเมอร์) คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ที่ได้ให้คำปรึกษาในการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ รวมถึงอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่กรุณาให้คำปรึกษาทางสถิติ

ขอขอบพระคุณงานบริการวิชาการและวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล คุณวาสนา วิชัย คุณอภิวัฒน์ ฤทธาภัย และเจ้าหน้าที่ในหน่วยงานทุกท่าน ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวก ในการทดสอบด้วยเครื่องวัดความขรุขระผิวของวัสดุ และเครื่องชั่งน้ำหนักไฟฟ้า ขอขอบคุณ คุณสรารัฐ อาปณกะพันธุ์ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้คำแนะนำและช่วยเหลือในการประกอบเครื่องจำลองการสึก ขอขอบคุณสถาบันส่งเสริมการวิจัยและพัฒนาการผลิตทางอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ และเจ้าหน้าที่ในศูนย์ทุกท่านที่ได้ให้ความอนุเคราะห์ในการทดสอบด้วยเครื่องโปรไฟล์ โปรเจคเตอร์ เพื่อวัดความสูงขึ้นตัวอย่างพื้น ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการ ทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้อำนวยความสะดวกในการเหียงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ รวมถึงศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์และศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปากและเจ้าหน้าที่ทุกท่าน ที่ได้อำนวยความสะดวกในการวิจัย

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการทุกท่าน ที่กรุณาให้คำแนะนำและแก้ไข วิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้นและสำเร็จลุล่วงด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	4
ขอบเขตการวิจัย	4
ข้อจำกัดการวิจัย	5
ข้อตกลงเบื้องต้น	5
สมมติฐานการวิจัย	6
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย	6
ปัญหาการวิจัย	6
การออกแบบการวิจัย	7
บทที่ 2 ปริทัศน์วรรณกรรม	8
โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้	8
โลหะผสมทองชนิดที่ 4	10
โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม	11
โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม	18
ไททาเนียม	24
ไททาเนียมบริสุทธิ์	24
โลหะผสมไททาเนียม	26
สมบัติของไททาเนียม	30
ไททาเนียมสำหรับฟันปลอมถอดได้	31
การหล่อแบบและวัสดุแบบหล่อสำหรับโลหะไททาเนียม	34
การใช้งานฟันปลอมถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียม	40

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
การสีก	44
การศึกษาสภาพพื้นผิวของวัสดุโดยใช้เทคนิคกล้องจุลทรรศน์ อะตอมมิคฟอรัซ	47
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย	51
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ	51
ขั้นตอนการทดลอง	53
ขั้นตอนการเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะ	53
การเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม	54
การเตรียมชิ้นตัวอย่างไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม	56
ขั้นตอนการเตรียมชิ้นตัวอย่างพื้น	56
ขั้นตอนการวัดความขรุขระผิวโลหะ	64
ขั้นตอนการวัดความแข็งผิวโลหะ	70
ขั้นตอนการทดสอบความต้านทานต่อการสีก	71
ขั้นตอนการตรวจผิวสีกและผิวขัดมันของชิ้นตัวอย่างโลหะด้วย เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ	76
ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูลและวิเคราะห์ข้อมูล	77
บทที่ 4 ผลการทดลอง	79
การวัดความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะ	79
การวัดความแข็งผิวของโลหะ	83
การทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างความขรุขระผิวและ ความแข็งผิวของโลหะ	85
การทดสอบความต้านทานต่อการสีก	86
การตรวจผิวสีกและผิวขัดมันของชิ้นตัวอย่างโลหะด้วย เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ	90

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 บทวิจารณ์ และข้อเสนอแนะ	96
วิจารณ์วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการทดลอง	96
วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 1	98
วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 2	103
วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 3	105
ข้อเสนอแนะ	109
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัย	111
รายการอ้างอิง	112
ภาคผนวก	122
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	136



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงองค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม	13
ตารางที่ 2 แสดงองค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ตามมาตรฐานขององค์การมาตรฐานนานาชาติ	13
ตารางที่ 3 แสดงกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมตามข้อกำหนด หมายเลข 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา	15
ตารางที่ 4 แสดงกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม 6 ชนิด ในการศึกษาของ Taylor et al	16
ตารางที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบกลสมบัติระหว่างโลหะผสมทองชนิดที่ 4 กับโครงโลหะผสม	17
ตารางที่ 6 แสดงองค์ประกอบของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม	19
ตารางที่ 7 แสดงกลสมบัติบางประการของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม	19
ตารางที่ 8 แสดงเครื่องหล่อแบบไททาเนียมที่มีจำหน่ายในประเทศญี่ปุ่น	36
ตารางที่ 9 แสดงวัสดุทำแบบหล่อสำหรับไททาเนียมที่มีจำหน่ายในประเทศญี่ปุ่น	39
ตารางที่ 10 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย ความขรุขระของโลหะแต่ละชนิด	79
ตารางที่ 11 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งผิว ของโลหะแต่ละชนิด	83
ตารางที่ 12 แสดงการทดสอบหาความสัมพันธ์แบบเพียร์สันระหว่าง ค่าความขรุขระผิวและค่าความแข็งผิวของโลหะ	85
ตารางที่ 13 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสีย น้ำหนักของโลหะแต่ละชนิด	86
ตารางที่ 14 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสีย ความสูงของฟันคู่สบของโลหะแต่ละชนิด	88
ตารางที่ 15 แสดงค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะแต่ละชนิด (ไม่ครอน)	123
ตารางที่ 16 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าเฉลี่ย ความขรุขระผิวหลังการขัด	124

สารบัญตาราง(ต่อ)

หน้า

ตารางที่ 17	แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล ค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวหลังการขัด	125
ตารางที่ 18	แสดงการทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวหลังการขัด ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว	125
ตารางที่ 19	แสดงการทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวด้วย การเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี	126
ตารางที่ 20	แสดงค่าความแข็งผิวของโลหะแต่ละชนิด	127
ตารางที่ 21	แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าความแข็งผิว	128
ตารางที่ 22	แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของ ข้อมูลค่าความแข็งผิว	129
ตารางที่ 23	แสดงการทดสอบข้อมูลค่าความแข็งผิวด้วยการวิเคราะห์ ความแปรปรวนแบบทางเดียว	129
ตารางที่ 24	แสดงการทดสอบข้อมูลค่าความแข็งผิวด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อน แบบบอนเฟอร์โรนี	130
ตารางที่ 25	แสดงค่าการสูญเสียน้ำหนักของชิ้นตัวอย่างโลหะแต่ละชนิด	131
ตารางที่ 26	แสดงการทดสอบความเท่ากันของตัวแปรร่วมของข้อมูลค่า ความขรุขระผิวและความแข็งผิวของโลหะ	131
ตารางที่ 27	แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่าการสูญเสีย น้ำหนักและการสูญเสียความสูงของพินคู่สับของโลหะแต่ละชนิด	132
ตารางที่ 28	แสดงการทดสอบข้อมูลด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนหลายตัวแปร	132
ตารางที่ 29	แสดงการทดสอบข้อมูลด้วยการวิเคราะห์ตัวแปรร่วม	133
ตารางที่ 30	แสดงการทดสอบข้อมูลค่าการสูญเสียน้ำหนักและการสูญเสียความสูง ของพินคู่สับของโลหะแต่ละชนิดด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบ บอนเฟอร์โรนี	134
ตารางที่ 31	แสดงค่าการสูญเสียความสูงของชิ้นตัวอย่างพินเมื่อคู่สับเป็นโลหะแต่ละชนิด	135

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1	แสดงลักษณะของแรงกระทำระหว่างอะตอมที่เกิดขึ้นในระยะห่างระหว่าง วัตถุต่าง ๆ กัน	47
รูปที่ 2	แสดงขนาดของชั้นตัวอย่างโลหะ	53
รูปที่ 3	ก. และ ข. แสดงกระสวนพลาสติกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร	54
รูปที่ 4	ก. และ ข. แสดงการปักรูเท	54
รูปที่ 5	แสดงอินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม	55
รูปที่ 6	แสดงเครื่องเหวี่ยงโลหะระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง	55
รูปที่ 7	แสดงผงอะลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 50 ไมครอน	55
รูปที่ 8	แสดงอินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะไททานเนียมชนิดอะลูมินาและเซอร์โคเนีย	56
รูปที่ 9	ก. และ ข. แสดงพินกรามน้อยที่ใช้ในการทดสอบ	57
รูปที่ 10	แสดงกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ	57
รูปที่ 11	แสดงการตัดพินและปากบริเวณรากพิน	58
รูปที่ 12	ก.-จ. แสดงภาพวาดแบบหล่ออะคริลิกสำหรับสร้างชั้นตัวอย่างพิน	59
รูปที่ 13	แสดงแบบหล่ออะคริลิกสำหรับสร้างชั้นตัวอย่างพิน	60
รูปที่ 14	แสดงภาพวาดพินตัวอย่างในบล็อกอะคริลิกขนาด 18x18x14 มิลลิเมตร	60
รูปที่ 15	แสดงภาพวาดแผ่นซิลิโคนเจาะรูขนาด 18 x 18 x 3 มิลลิเมตร	61
รูปที่ 16	ก. และ ข. แสดงการวางตำแหน่งพินให้ยอดพินอยู่บริเวณกึ่งกลางของ ฐานแบบหล่ออะคริลิก	62
รูปที่ 17	ก. แสดงตำแหน่งของแผ่นซิลิโคนในแบบหล่อ	62
รูปที่ 17	ข. แสดงการปิดช่องว่างด้วยซีเมนต์ผสมปูน	62
รูปที่ 18	แสดงการใช้แผ่นแก้วปิดทับบนแบบหล่อหลังจากเทเรซินอะคริลิก	62
รูปที่ 19	แสดงตำแหน่งของพินตัวอย่างและวัสดุในแบบหล่อ	63
รูปที่ 20	แสดงพินตัวอย่างในบล็อกอะคริลิก	63
รูปที่ 21	แสดงเครื่องขัดผิววัสดุ	64
รูปที่ 22	แสดงเครื่องวัดความขรุขระผิวของวัสดุ	64

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

หน้า

รูปที่ 23	ก. และ ข. แสดงการยึดขึ้นตัวอย่างโลหะบนแผ่นแก้วด้วยขี้ผึ้งสีชมพู	65
รูปที่ 24	ก. แสดงท่อพีวีซีที่สวมทับบนชิ้นตัวอย่างโลหะ	66
รูปที่ 24	ข. แสดงเรซินอะคริลิกเหลวซึ่งสูงประมาณครึ่งหนึ่งของความสูงท่อพีวีซี	66
รูปที่ 25	แสดงท่อพีวีซีที่มีชิ้นตัวอย่างโลหะฝังอยู่	66
รูปที่ 26	ก. แสดงปลอกโลหะทรงกระบอกสำหรับสวมในเครื่องขัดผิววัสดุ	66
รูปที่ 26	ข. แสดงท่อพีวีซีในปลอกโลหะทรงกระบอก	66
รูปที่ 27	แสดงตำแหน่งของท่อพีวีซีและปลอกโลหะทรงกระบอกในเครื่องขัดผิววัสดุ	67
รูปที่ 28	แสดงกระดาษทรายแผ่นกลมชนิดมีกาวด้านหลังเบอร์ 1,200	67
รูปที่ 29	แสดงเครื่องทำความสะอาดความถี่เหนือเสียง	68
รูปที่ 30	แสดงตู้ดูดความชื้น	68
รูปที่ 31	แสดงการวัดค่าเฉลี่ยความขรุขระของชิ้นตัวอย่างโลหะที่ตำแหน่ง เส้นผ่านศูนย์กลางชิ้นงาน เป็นระยะทาง 8 มม.	69
รูปที่ 32	แสดงกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	69
รูปที่ 33	แสดงเครื่องวัดความแข็งผิว	70
รูปที่ 34	แสดงเครื่องชั่งไฟฟ้าทศนิยม 4 ตำแหน่ง	71
รูปที่ 35	แสดงเครื่องโปรไฟล์โปรเจคเตอร์	72
รูปที่ 36	แสดงภาพวาดเครื่องจำลองการสึก	73
รูปที่ 37	แสดงเครื่องจำลองการสึก	74
รูปที่ 38	แสดงการวัดน้ำหนักกดบริเวณขึ้นตัวอย่างพื้นด้วยเครื่องชั่งชนิดแขวน	74
รูปที่ 39	แสดงปั้มน้ำ	75
รูปที่ 40	แสดงกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ	77
รูปที่ 41	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยความขรุขระ (หน่วยเป็นไมครอน) ของโลหะแต่ละชนิด	80
รูปที่ 42	ก-ง แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะชนิดต่างๆ เมื่อด้วยกล้องจุลทรรศน์ อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า	82
รูปที่ 43	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งผิวของโลหะ แต่ละชนิด	84

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

หน้า

รูปที่ 44	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียน้ำหนัก (หน่วยเป็นมิลลิกรัม) ของโลหะแต่ละชนิด	87
รูปที่ 45	แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียความสูงของ ฟันคู่สบ(หน่วยเป็นมิลลิเมตร) ของโลหะแต่ละชนิด	89
รูปที่ 46	ก-ข แสดงลักษณะผิวขัดมันและผิวสีของโลหะแต่ละชนิดเมื่อตรวจด้วย กล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคโพธิ์ซ	94
รูปที่ 47	แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมซึ่งประกอบด้วย เนื้อของสารละลายของแข็ง โดยมีกลุ่มของโลหะคาร์ไบด์กระจายอยู่ทั่วไป.....	99
รูปที่ 48	แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมซึ่งประกอบด้วย เนื้อของสารละลายของแข็งโดยมีกลุ่มของโลหะคาร์ไบด์อยู่ตามขอบของเกรนแบบ ต่อเนื่องกัน.....	100
รูปที่ 49	แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของไททานเนียมบริสุทธิ์	101
รูปที่ 50	แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมไททานเนียม	102
รูปที่ 51	ก-ง แสดงลักษณะผิวสีของโลหะแต่ละชนิดเมื่อตรวจด้วยตาเปล่า	108
รูปที่ 52	แสดงเครื่องจำลองการสึก	135

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โครงโลหะ (metal framework) เป็นส่วนประกอบสำคัญที่ทำหน้าที่หลายประการซึ่งล้วนแต่จำเป็นต่อการทำงานของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะตั้งแต่ให้การยึดอยู่ (retention) สร้างเสถียรภาพ (stability) การกระจายแรงบดเคี้ยว (distribution of force) และช่วยรองรับแรงที่ฟันปลอมได้รับ (support) โครงโลหะจึงเป็นตัวแปรสำคัญที่ช่วยเสริมประสิทธิภาพและส่งผลต่อความสำเร็จหรือความล้มเหลวของฟันปลอม ซึ่งทำให้มีการศึกษาและให้ความสำคัญอย่างมากต่อการออกแบบ โครงโลหะรวมทั้งวัสดุที่ใช้ทำโครงโลหะให้มีความเหมาะสมกับสมบัติที่ต้องการขององค์ประกอบต่างๆ และเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการทำงานสูงสุดในขณะเดียวกัน (McGivney and Carr, 2000)

การเลือกใช้โลหะเพื่อนำมาทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ต้องคำนึงถึงสมบัติที่เอื้ออำนวยต่อการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆ ของฟันปลอมอย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งแต่ละส่วนนั้นต้องการสมบัติของโลหะผสมที่แตกต่างกันตามความหลากหลายในการทำหน้าที่ โดยสมบัติที่นำมาพิจารณาในการเลือกโลหะที่จะนำมาใช้ทำโครงโลหะ สำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ได้แก่ ความแข็งเกร็ง (rigidity) ความสามารถในการคืนตัว (flexibility) การยืดตัว (elongation) ความแข็งผิว (hardness) ความต้านทานต่อการหมอง (tarnish resistance) น้ำหนักต่อหน่วย (unit weight) สมบัติเกี่ยวกับการหล่อแบบ (casting properties) รวมทั้งปัจจัยราคา (cost factor) (Applegates, 1960)

โลหะที่ใช้ทำฟันปลอมบางส่วนได้ในประเทศไทยมีหลายชนิดได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (type IV gold alloys) โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (cobalt-chromium alloys) โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม (nickel-chromium alloys) รวมทั้งเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ซึ่งปัจจุบันได้เลิกใช้ไปแล้ว (ยาหทัยศรีเฉลิม ศิลปะบรรณ, 1995) ในปัจจุบันไททาเนียมทั้งในรูปแบบไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม ได้ถูกนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ในหลายประเทศเนื่องจากมีสมบัติเด่นหลายประการได้แก่ เป็นโลหะที่มีความแข็งแรงสูง น้ำหนักเบา ความหนาแน่นต่ำ (ประมาณ 4.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร) เมื่อเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (ประมาณ 8.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร) มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นหรือความ

แข็งดั่งตำ (ประมาณ 100-114 จิกกะปาศคาล) ซึ่งน้อยกว่าค่ามอดูลัสยืดหยุ่นของโลหะผสม โคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง (218-240 จิกกะปาศคาล) มีความต้านทานต่อการกัดกร่อน และความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง (excellent corrosion resistance & biocompatibility) (Lautenschlager and Monaghan, 1993; Anusavice, 1996; Craig and Power, 2002) นอกจากนี้ไททาเนียมยังถูกนำมาใช้เป็นโลหะทางเลือก (alternative metals) สำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่นที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ ซึ่งโลหะและโลหะผสมที่ใช้ในทางทันตกรรมสามารถทำให้เกิดปฏิกิริยาการแพ้และความเป็นพิษ (hypersensitivity and toxic reaction) ต่อผู้ป่วยได้ มีรายงานเกี่ยวกับปฏิกิริยาการแพ้โลหะของผู้ป่วยมากมายไม่ว่าจะเป็นทอง (gold) (Soremark et al., 1966) โลหะผสมทอง (gold alloys) (Shepard et al., 1983) โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Pierce and Goodkind, 1989; Brendlinger and Tarsitano, 1970) และโลหะนิกเกิล (Blanco-Dalmau, Carrasquillo-Alberty and Silva-Parra, 1983; Pierce and Goodkind, 1989) Anusavice พบว่า ประชากรเพศหญิงร้อยละ 10 มีประวัติการแพ้ นิกเกิล ในขณะที่ประชากรเพศชายมีประวัติการแพ้ นิกเกิลเพียงร้อยละ 1 ซึ่งความแตกต่างนี้อาจเกิดจากการที่เพศหญิงมีโอกาสสัมผัสกับโลหะนิกเกิลสูงกว่าเพศชาย (Anusavice, 1996) Latta, McDougal และ Bowles (1993) ได้รายงานการรักษาผู้ป่วยหญิงที่มีประวัติการแพ้ นิกเกิล โดยใส่ฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมให้กับผู้ป่วยและติดตามผล พบว่า ผู้ป่วยสามารถใช้งานฟันปลอมดังกล่าวได้เป็นอย่างดีโดยไม่เกิดปฏิกิริยาอันไม่พึงประสงค์ หรือปฏิกิริยาการแพ้โลหะดังกล่าว และได้แนะนำฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมเพื่อเป็นทางเลือกสำหรับผู้ป่วยที่แพ้ นิกเกิล Kononen และคณะ (1995) ได้รายงานการวางแผนการรักษาผู้ป่วยชายที่มีประวัติการแพ้โลหะโคบอลต์ ด้วยฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่จากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 (ASTM grade II commercially pure titanium) พบว่า ผู้ป่วยไม่เกิดอาการแพ้ขึ้นอีก และไม่พบปัญหาเกี่ยวกับการใช้งานเมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 2 ปี จึงได้เสนอว่า โลหะไททาเนียมเป็นวัสดุที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่น นอกจากนี้ Anusavice (1996) ยังได้กล่าวไว้ว่า ไททาเนียมเป็นโลหะทางเลือกในอุดมคติ (ideal alternative metals) สำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่นๆ ที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

แม้ว่าสมบัติบางประการของไททาเนียม เช่น การมีจุดหลอมเหลวสูง (ประมาณ 1,700 องศาเซลเซียส) ความหนาแน่นต่ำ และสามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้อย่างรวดเร็ว ทำให้การหล่อแบบ (casting) ของโลหะไททาเนียมทำได้ยาก แต่จากการพัฒนาของเทคโนโลยีในการหล่อแบบตลอดระยะเวลาที่ผ่านมาทำให้สามารถเอาชนะปัญหาดังกล่าวได้ (Okabe, 1995) โดยปัจจุบันอาจกล่าวได้ว่า ชิ้นหล่อโลหะไททาเนียมมีสมบัติเพียงพออยู่ในระดับยอมรับได้ทางเทคนิคเพื่อใช้

ในทางคลินิก (technically acceptable for clinical use) (Cecconi, 2002) นอกจากนี้ การปรับปรุงสมบัติอื่นๆ เช่น สามารถเชื่อมต่อนเฉพาะที่ได้ (local spot weldability) สามารถตกแต่งรูปร่างและขัดแต่งได้ง่ายขึ้นด้วยวิธีเชิงกลหรือวิธีทางเคมีไฟฟ้า ทำให้โลหะไททาเนียมมีความเหมาะสมในการใช้งานในทางทันตกรรมมากขึ้น (Lautenschlager and Monaghan, 1993) อย่างไรก็ตาม พบว่า การใช้งานฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมยังคงมีปัญหาอยู่บางประการ ได้แก่ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) ของตะขอ การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะไททาเนียม การเปลี่ยนสีบริเวณผิวของไททาเนียม (discoloration of the titanium surface) รวมทั้งปัญหาการสึกของโลหะไททาเนียม เช่น ครอบฟันหรือซี่ฟันปลอมโลหะเทียม (cast denture teeth) ซึ่งพบได้บ่อย (Ohkubo, 2002) การสึกของวัสดุบูรณะในช่องปากมีผลเสียคือทำให้เกิดการสูญเสียมิติในแนวตั้ง (loss of vertical dimension of occlusion) สูญเสียเสถียรภาพ (stability) ของการสบฟัน สูญเสียการสบฟันในศูนย์ (centric occlusion) และยังทำให้เกิดสิ่งกีดขวางการสบฟัน (occlusal interference) ตามมา ดังนั้น ความต้านทานต่อการสึกของวัสดุจึงมีความสำคัญเพราะวัสดุที่มีความต้านทานต่อการสึกดีจะช่วยให้การสบฟันที่มีเสถียรภาพคงอยู่ในช่องปากได้เป็นระยะเวลายาวนาน ซึ่งในอุดมคติอัตราการสึกของวัสดุบูรณะควรมีค่าใกล้เคียงกับอัตราการสึกของเคลือบฟัน (Ohkubo, 2002)

ในระยะแรก ๆ ได้มีการนำไททาเนียมบริสุทธิ์ (commercially pure titanium) มาใช้ทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมถอดได้ ต่อมาได้มีการนำโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มาใช้ ซึ่งได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากมีกลสมบัติที่สูงกว่า แม้ว่าโลหะผสมเหล่านี้ได้ถูกนำมาทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมระยะหนึ่งแล้ว แต่การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับความต้านทานต่อการสึกของโลหะไททาเนียมยังมีน้อยมาก นอกจากนี้แล้ว การศึกษาต่างๆ ที่ผ่านมัล้วนแต่เป็นการศึกษาความต้านทานต่อการสึกของไททาเนียมเมื่อคู่สบเป็นโลหะชนิดเดียวกัน การศึกษาในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาเปรียบเทียบพฤติกรรมการสึก (wear behavior) ของโลหะไททาเนียมเมื่อคู่สบเป็นฟันธรรมชาติเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เพื่อเป็นประโยชน์และเป็นแนวทางให้ทันตแพทย์พิจารณา ตัดสินใจ เลือกลงใช้โลหะที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ต่อไป

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความขรุขระผิว (surface roughness) หลังการขัดของไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb เทียบกับความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม
2. เพื่อศึกษาลักษณะของพื้นผิวหลังการขัดของโลหะที่ใช้ทำฟันปลอมถอดได้หลายชนิด จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด
3. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ (Vicker's Hardness) ของไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb เทียบกับความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม
4. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบพฤติกรรมการสึก (wear behavior) ของไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb เมื่อคู่สับเป็นฟันธรรมชาติเทียบกับพฤติกรรมการสึกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม
5. เพื่อศึกษารูปแบบการสึก (wear pattern) ของโลหะที่ใช้ทำฟันปลอมถอดได้หลายชนิด จากกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซ

ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยเป็นการทดสอบความต้านทานต่อการสึก ซึ่งกระทำโดยเครื่องจำลองการสึก (wear simulator) กำหนดให้ยอดปุ่มฟันของฟันตัวอย่างเคลื่อนที่ไปบนชิ้นตัวอย่างโลหะที่สนใจ ศึกษาในลักษณะ pin-on-disc ด้วยแรงคงที่ขนาด 100 นิวตัน เป็นระยะทาง 8 มิลลิเมตร ความถี่ 60 รอบต่อนาที จำนวน 10,000 รอบ โดยชิ้นตัวอย่างโลหะและฟันจะถูกแช่อยู่ในน้ำซึ่งมีการหมุนเวียนตลอดเวลา การสึกของชิ้นตัวอย่างฟันถูกกำหนดให้เกิดการสึกอยู่เฉพาะในชั้นเคลือบฟัน การประเมินความต้านทานต่อการสึกพิจารณาจากการสูญเสียน้ำหนักของชิ้นตัวอย่างโลหะ และการสูญเสียความสูงของชิ้นตัวอย่างฟัน โดยมุ่งเน้นเปรียบเทียบความต้านทานต่อการสึกของโลหะแต่ละชนิดเมื่อมีคู่สับเป็นฟันธรรมชาติ

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ ซึ่งไม่สามารถควบคุมปัจจัยบางอย่างให้เหมือนกับสภาวะในช่องปากได้
2. โลหะแต่ละกลุ่มถูกขัดด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน เพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากขั้นตอนการเตรียมผิวโลหะ อาจทำให้การขัดโลหะด้วยขั้นตอนดังกล่าวมีความแตกต่างไปจากการขัดโลหะในคลินิก
3. การออกแบบการทดสอบความต้านทานต่อการสึก อาจไม่สามารถลอกเลียนแบบการสึกที่เกิดขึ้นจริงในช่องปากได้ทั้งหมด
4. การทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ เพื่อให้ขึ้นตัวอย่างพัวเกิดการสึกเฉพาะในชั้นเคลือบฟัน

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. การทดสอบความต้านทานต่อการสึก ออกแบบให้เป็นการทดสอบการสึกเกิดจากสององค์ประกอบ (two-body wear testing) ในลักษณะ pin-on-disc
2. ฟันที่นำมาทดสอบเป็นฟันกรามน้อยที่ถูกถอนเนื่องจากการจัดฟัน โดยเลือกปุ่มฟันที่ไม่มีอาการสึก มียอดแหลม มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกัน และเก็บฟันตัวอย่างในสารละลายน้ำเกลือและไทมอล ที่อุณหภูมิห้อง
3. แรงที่ใช้ในการทดสอบเป็นแรงคงที่จากน้ำหนักถ่วงขนาด 100 นิวตัน เทียบได้จากแรงกัดของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ที่มีค่าประมาณหนึ่งในสามของแรงกัดของฟันธรรมชาติบริเวณฟันกรามน้อย
4. ตลอดกระบวนการทดลองดำเนินการโดยผู้ทำการทดลอง 1 คนและใช้อุปกรณ์เดียวกันตลอดการทดลอง

สมมติฐานของงานวิจัย

1. หลังจากผ่านการขัดด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน ความขรุขระของผิวหลังการขัดของ ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมไม่แตกต่างกัน
2. ค่าความแข็งผิวของไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมไม่แตกต่างกัน
3. หลังผ่านการทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ พฤติกรรมการสึกของ ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมไม่แตกต่างกัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับการวิจัย

1. ทราบถึงความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะแต่ละชนิดที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้
2. ทราบถึงค่าความแข็งผิวโลหะแต่ละชนิดที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้
3. ทราบถึงพฤติกรรมการสึกของโลหะแต่ละชนิดที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้
4. เป็นแนวทางในการพิจารณาเลือกใช้โลหะที่เหมาะสม สำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้
5. เป็นแนวทางในการศึกษาต่อเกี่ยวกับการสึกของฟัน รวมทั้งวัสดุบูรณะช่องปาก

ปัญหาการวิจัย

1. หลังจากผ่านการขัดด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความเรียบของผิวหลังการขัดเท่ากันหรือไม่ โลหะชนิดใดมีความเรียบของผิวหลังการขัดมากที่สุด
2. หลังจากผ่านการขัดด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีลักษณะของพื้นผิวหลังการขัดเหมือนกันหรือไม่
3. ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าความแข็งผิวเท่ากันหรือไม่
4. ความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะมีความสัมพันธ์กับค่าความแข็งผิวของโลหะหรือไม่
5. หลังผ่านการทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีการสึกเท่ากันหรือไม่ โลหะชนิดใดมีการสึกน้อยที่สุด
6. หลังผ่านการทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ ไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีรูปแบบการสึกเหมือนกันหรือไม่

การออกแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Laboratory experimental research)



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรม

โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

Applegate (1960) ได้กล่าวไว้ว่า โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้จะต้องมีสมบัติที่เอื้ออำนวยต่อการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆ ของฟันปลอมอย่างมีประสิทธิภาพซึ่งแต่ละส่วนประกอบนั้นมีความต้องการกลสมบัติของโลหะผสมที่แตกต่างกันตามความหลากหลายในการทำหน้าที่ การเลือกใช้โลหะผสมจึงควรอยู่บนพื้นฐานความรู้เกี่ยวกับกลสมบัติอันเป็นที่ต้องการสำหรับการปฏิบัติงานในช่องปาก โดยคำนึงถึงการควบคุมความเค้นจากแรงให้อยู่ภายในขอบเขตที่ปลอดภัยและเนื้อเยื่อช่องปากสามารถต้านทานได้ซึ่งจะช่วยกระตุ้นอวัยวะรองรับให้มีการทำงานอยู่ในขอบเขตที่เหมาะสม

สมบัติที่ต้องการของโลหะผสมที่จะนำมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ได้แก่

1. ความแข็งเกร็ง (rigidity)

โครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ต้องการสมบัติของโลหะที่มีความแข็งเกร็ง โดยเฉพาะส่วนโง่งใหญ่ เพื่อช่วยลดความเค้นที่เกิดขึ้นโดยทำหน้าที่กระจายแรงไปสู่ส่วนต่างๆ เช่น เนื้อเยื่อที่รองรับรวมทั้งฟันหลัก พบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความแข็งที่เหมาะสมเนื่องจากมีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นมากกว่าทองประมาณ 2 เท่า จึงมีข้อได้เปรียบกว่าเพราะสามารถทำโครงโลหะที่มีความบางกว่าซึ่งจะเป็นประโยชน์ในรายที่มีระยะระหว่างขากรรไกรจำกัด

2. ความสามารถในการคืนตัว (flexibility)

นอกจากสมบัติความแข็งแล้ว ในทางตรงกันข้าม โครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ยังต้องการสมบัติความยืดหยุ่น โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณแขนยึด (retentive arm) ซึ่งต้องการความยืดหยุ่นในทุกทิศทาง ดังนั้น จึงต้องการโลหะที่มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นน้อยกว่า พบว่า โลหะผสมทองมีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง จึงสามารถนำโลหะผสมทองมาทำเป็นแขนยึด (wrought form) โดยใช้ร่วมกับส่วนโง่งใหญ่ที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ทำให้ได้สมบัติของแขนยึดตามต้องการคือ มีความยืดหยุ่นและเป็นตัวผ่อนความเค้น (stress-breaker) ให้กับฟันหลัก โดยเฉพาะฟันหลักสำหรับฟันปลอมบางส่วนขยายฐาน (distal extension partial denture) ส่วนในกรณีฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดฟันเป็นสิ่งรองรับ

(tooth-borne) ต้องการตะขอที่มีความยืดหยุ่นน้อยกว่าจึงสามารถใช้โลหะผสมที่มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่าได้

3. การยืดตัว (elongation)

ค่าร้อยละของการยืดเป็นตัวบ่งชี้ถึงความเปราะ (brittleness) ของโลหะซึ่งเป็นสมบัติที่สำคัญของการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ โลหะที่มีความเปราะจะทำให้แตกหักได้ง่ายทำให้ฟันปลอมมีอายุการใช้งานลดลง ขั้นตอนการเหวี่ยงโลหะมีผลต่อความเปราะของโลหะ โดยพบว่าถ้าใช้วิธีการที่ไม่เหมาะสมเช่น การใช้ความร้อนสูง และหรือใช้เวลานานสามารถทำให้โลหะมีความเปราะมากขึ้นได้

4. ความแข็งผิว (hardness)

โลหะที่มีความแข็งผิวสูงจะมีความต้านทานต่อการสึกกร่อน (abrasion resistance) ทำให้สามารถคงสภาพผิวโลหะที่ขัดเรียบและเงาอยู่ได้นานโดยไม่เกิดการสึกกร่อน ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีสมบัติที่ต้องการดังกล่าว

5. ความต้านทานต่อการหมอง (tarnish resistance)

โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ควรมีสมบัติต้านทานต่อการหมองได้ดี เนื่องจากต้องใช้งานอยู่ในช่องปากที่มีสภาวะออกซิเดชันสูง

6. น้ำหนักต่อหน่วย (unit weight)

น้ำหนักของโลหะมีความสำคัญในฟันปลอมบน โดยเฉพาะในกรณีที่เป็นฟันปลอมบางส่วนขยายฐาน เนื่องจากแรงดึงดูดของโลกที่ดึงให้ฐานฟันปลอมห่างออกเนื้อเยื่อที่รองรับจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับน้ำหนักของฟันปลอมทำให้เกิดความเค้นต่อฟันหลัก ดังนั้น โลหะผสมที่จะนำมาใช้ทำฟันปลอมโดยเฉพาะการจำแนกแบบเคนดีแบบที่ 1 และ 2 จึงควรเป็นโลหะที่มีน้ำหนักเบา ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจะมีข้อได้เปรียบกว่าโลหะผสมทอง เนื่องจากมีความหนาแน่นน้อยกว่าและมีความแข็งตึงมากกว่าจึงสามารถทำให้บางได้มากกว่า ทำให้มีน้ำหนักน้อยกว่าประมาณร้อยละ 60

7. สมบัติเกี่ยวกับการหล่อแบบ (casting properties)

โลหะที่ใช้ควรหล่อแบบได้ง่ายและมีการหดตัวต่ำ ซึ่งมีผลต่อความเที่ยงตรงของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ พบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเมื่อทำให้เย็นตัวลงหลังจากหล่อแบบจะมีการหดตัวประมาณร้อยละ 2.3 ซึ่งมากกว่าโลหะผสมทอง

8. ปัจจัยราคา (cost factor)

ปัจจัยที่มีผลต่อการตัดสินใจเลือกใช้โลหะยังขึ้นอยู่กับสถานภาพทางเศรษฐกิจ (economic status) พบว่า ราคาของโลหะเป็นปัจจัยที่มีความสำคัญมากที่สุดในการตัดสินใจ

โลหะผสมทองชนิดที่ 4

โลหะผสมทองสามารถแบ่งได้เป็น 4 ชนิด ตามการจำแนกของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (The American Dental Association; ADA) ข้อกำหนดหมายเลขที่ 5 ว่าด้วยทองผสมสำหรับหล่อ (dental casting gold alloy) (เจน รัตนไพศาล, 2533; Anusavice, 1996) ได้แก่

โลหะผสมทองชนิดที่ 1 (*type I gold alloy*) เป็นโลหะผสมทองชนิดอ่อน (soft) มีทองอย่างน้้อยร้อยละ 83 ยึดตัวได้อย่างน้้อยร้อยละ 18 และมีอุณหภูมิหลอมตัว 930 องศาเซลเซียส (1,706 องศาฟาเรนไฮต์) สำหรับบูรณะบริเวณที่ได้รับความเค้นเพียงเล็กน้อย (very slight stress) เช่น อื่นเลย

โลหะผสมทองชนิดที่ 2 (*type II gold alloy*) เป็นโลหะผสมทองชนิดแข็งปานกลาง (medium) มีทองอย่างน้้อยร้อยละ 78 ยึดตัวได้อย่างน้้อยร้อยละ 12 และมีอุณหภูมิหลอมตัว 900 องศาเซลเซียส (1,652 องศาฟาเรนไฮต์) สำหรับบูรณะบริเวณที่ได้รับความเค้นปานกลาง (moderate stress) เช่น อื่นเลย

โลหะผสมทองชนิดที่ 3 (*type III gold alloy*) เป็นโลหะผสมทองชนิดแข็ง (hard) มีทองอย่างน้้อยร้อยละ 78 ยึดตัวได้อย่างน้้อยร้อยละ 12 และมีอุณหภูมิหลอมตัว 900 องศาเซลเซียส (1,652 องศาฟาเรนไฮต์) สำหรับบูรณะบริเวณที่ได้รับความเค้นสูง (high stress) ได้แก่ อื่นเลย ครอบฟัน ครอบฟันวีเนียร์ชนิดหนา และสะพานฟันสั้น

โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (*type IV gold alloy*) เป็นโลหะผสมทองชนิดแข็งพิเศษ (extra hard) มีทองอย่างน้้อยร้อยละ 75 ยึดตัวได้อย่างน้้อยร้อยละ 10 เมื่ออ่อนตัว เมื่อทำให้แข็งตัวยึดตัวอย่างน้้อยร้อยละ 2 และมีอุณหภูมิหลอมตัว 870 องศาเซลเซียส (1,598 องศาฟาเรนไฮต์) สำหรับบูรณะบริเวณที่ได้รับความเค้นสูงมาก (extremely high stress) เช่น เดือยและแกน ครอบฟัน วีเนียร์ชนิดบาง สะพานฟันยาว รวมทั้งฟันปลอมบางส่วนถอดได้

ในทางทันตกรรมนิยมใช้โลหะผสมทองมากกว่าทองคำบริสุทธิ์ เนื่องจากโลหะผสมทองมีความแข็งแรงและมีความแข็งผิวมากกว่าทองคำบริสุทธิ์ ซึ่งนิ่มเกินกว่าจะคงรูปได้ภายใต้แรงที่มากระทำ โลหะผสมทองมี 4 ชนิดแตกต่างกันตามปริมาณทองคำและโลหะธาตุอื่นที่เป็นส่วนผสม โดยที่ความแข็งแรง ความแข็งผิว และขีดยึดปฏิบัติภาคมีค่าสูงขึ้น ในขณะที่การยึดตัวและค่าความต้านทานต่อการกัดกร่อนมีค่าลดลงตามปริมาณทองคำที่ลดลง โลหะผสมทองชนิดที่ 4 เป็นโลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ในระยะแรก (McCabe, 1990) เนื่องจากมีจุดเด่นของกายภาพสมบัติและกลสมบัติที่สำคัญหลายประการ (MacGregor, 1989) ได้แก่

- มีการยืดเพียงพอที่จะดัดแปลงรูปร่างได้เล็กน้อย
- ขนาดมิติของโครงโลหะมีความเที่ยงตรงสูงหากมีการชดเชยการหดตัวของโลหะโดยวัสดุหล่อเข้าเพียงพอ
- สามารถปรับปรุงกลสมบัติได้ด้วยกรรมวิธีทางความร้อน (heat treatment) เนื่องจากมีทองแดงเป็นส่วนประกอบในช่วงร้อยละ 12-15 จึงทำให้อ่อนตัวสำหรับปรับแต่งตะขอได้ และทำให้แข็งตัว (hardening heat treatment) เพื่อเพิ่มขีดยึดปฏิบัติและความอดุลย์ยืดหยุ่นได้ ซึ่งเป็นการเพิ่มความต้านทานต่อแรงเค้นและแรงบิดต่างๆ จึงทำให้บางลงได้โดยไม่สูญเสียความแข็งแรงโดยอยู่ในค่าที่ไม่รบกวนการติดตัวของตะขอ
- เชื่อมเข้ากับโลหะอื่นๆ ได้ง่าย เช่น ตะขอหลอดดัด เป็นต้น

โดยสมบัติแล้วโลหะผสมทองชนิดที่ 4 เหมาะสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ แต่เนื่องจากทองคำมีราคาสูง ประกอบกับโลหะผสมทองมีทองคำเป็นส่วนประกอบถึงร้อยละ 60-70 ทำให้ค่าใช้จ่ายสำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะอยู่ในเกณฑ์สูง ในระยะต่อมาจึงมีการพัฒนาโลหะผสมชนิดอื่นเพื่อใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 นั่นคือ โลหะผสมในกลุ่มโลหะไร้สกุล (base metal alloys) ได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม (Morris, 1992)

โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

ในปัจจุบันโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ นิยมทำด้วยโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โดยเป็นที่ยอมรับและใช้งานมากกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ถึง 5 เท่า (Applegate, 1960) โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นโลหะที่ผ่านการดัดแปลงจากโลหะผสมตัวแรกที่พัฒนาโดย Elwood Haynes เพื่อใช้ในงานอุตสาหกรรมอากาศยานภายใต้ชื่อ Stellite ซึ่งมีโครเมียม โคบอลต์ ทังสเทน และโมลิบดีนัมเป็นส่วนประกอบหลัก Stellite มีความแข็งผิว ความแข็งแรง ความต้านทานต่อการกัดกร่อน ความต้านทานต่อการติดสี และสามารถทนต่ออุณหภูมิสูงได้ดี ทำให้มีการนำมาผลิตเป็นเครื่องมือศัลยกรรม แพทย์ออร์โธปิดิก และเครื่องมือทันตแพทย์ด้วยเช่นกัน (Peyton, 1988) โดยมีการจดทะเบียนสิทธิบัตรในปี ค.ศ. 1907 ในชนิดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Paffenbarger and Dickson, 1943)

ในปี ค.ศ. 1929 R.W.Erdle และ C.H.Prange ประสบความสำเร็จในการพัฒนาวัสดุวิธีการและสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมสำหรับเหวี่ยงเป็นชิ้นงานทันตกรรม ภายใต้ชื่อทางการค้าว่า "Vitallium" โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจึงเป็นที่นิยมใช้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4

มากขึ้นและแพร่หลายในปัจจุบัน ด้วยข้อได้เปรียบในเรื่องของราคาถูกกว่า ตลอดจนมีการพัฒนา
กายภาพสมบัติและกลสมบัติให้ดีขึ้นโดยมีโลหะผสมทองชนิดที่ 4 เป็นตัวเปรียบเทียบ

ข้อกำหนดหมายเลขที่ 14 ว่าด้วยโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมสำหรับหล่อในทาง
ทันตกรรม (dental cobalt-chromium casting alloy) ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา
(เจน รัตนไพศาล, 2533) ได้แก่

- 1) ประเภท
 - จุดหลอมเหลวสูง
 - จุดหลอมเหลวต่ำ
- 2) กลสมบัติ
 - ความทนแรงดึงทั้งสองประเภท ไม่ต่ำกว่า 89,600 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว หรือ 6298.9 กิโลกรัมต่อตารางเซนติเมตร หรือ 617.92 กิโลนิวตันต่อตารางเมตร
 - การยืดตัวทั้งสองประเภทไม่น้อยกว่าร้อยละ 1.5
 - ความแข็งผิวทั้งสองประเภท มีค่า BHN เท่ากับ 370
- 3) คุณสมบัติหลอมตัวทั้งสองประเภทเท่ากับ 1,300 องศาเซลเซียสหรือ 2,372 องศาฟาเรนไฮต์

องค์ประกอบ

การผลิตโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมในระยะเริ่มแรกนั้นใช้โลหะผสม Stellite เป็น
ต้นแบบโดยเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบบางอย่าง ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ที่ได้แก่ Ticonium, Niranium
และ Vitallium ข้อกำหนดหมายเลขที่ 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาว่าด้วยโลหะ
ผสมโคบอลต์-โครเมียมในทางทันตกรรม (dental cobalt-chromium casting alloy) ได้กำหนดให้
โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมต้องมีปริมาณโครเมียมโคบอลต์ และนิกเกิลรวมกันไม่ต่ำกว่าร้อยละ
85 โดยน้ำหนัก (ADA, 1976-1978) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อ

1. เป็นข้อกำหนดสำหรับโลหะผสมที่จะจัดเข้าอยู่ในกลุ่มโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม
2. เป็นองค์ประกอบหลักที่ช่วยให้เกิดความต้านทานต่อการสึกกร่อนภายในช่องปาก

สำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมในปัจจุบัน มีองค์ประกอบแตกต่างกันในแต่ละบริษัท
ที่ผลิตทำให้สมบัติมีความแตกต่างกันออกไป อย่างไรก็ตาม องค์ประกอบมาตรฐานของโลหะผสม
โคบอลต์-โครเมียมควรจะประกอบด้วย (เจน รัตนไพศาล, 2533)

ตารางที่ 1 องค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)
โคบอลต์	62.6
โครเมียม	20.0
โมลิบดีนัม	6.0
นิกเกิล	2.0
แมงกานีส	0.6
อื่นๆ	1.8

(ที่มา : A.S.M. Metals Handbook, American Society for metals, 1948: 578)

องค์การมาตรฐานนานาชาติ (International Standardization for Organization, ISO, 1994) ได้กำหนดองค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมตามข้อกำหนด ISO 6871-1 ในแนวกว้างที่ไม่จำเพาะเหมือนสมาคมโลหะแห่งสหรัฐอเมริกา ไว้ดังนี้

ตารางที่ 2 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ตามมาตรฐานขององค์การมาตรฐานนานาชาติ

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)	หมายเหตุ
โครเมียม	ไม่ต่ำกว่า 25	-
โคบอลต์	-	ไม่กำหนดแน่นอน
โมลิบดีนัม	ไม่ต่ำกว่า 4	-
โคบอลต์ + นิกเกิล + โครเมียม	ไม่ต่ำกว่า 85	เท่ากับมาตรฐาน ADA
นิกเกิล	หากมากกว่า 0.1 % ควรระบุปริมาณและข้อควรระมัดระวัง หากน้อยกว่า 0.1 % อาจระบุว่าเป็นโลหะผสมปลอดนิกเกิลได้	

(ที่มา : International Standardization for Organization, metal casting alloys part 1: Cobalt based alloys ISO 6871-1, 1st ed., 1994)

โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมในทางทันตกรรมจึงมีโคบอลต์ โครเมียม และนิกเกิลเป็นองค์ประกอบหลัก โดยมีธาตุอื่นเป็นองค์ประกอบส่วนน้อย เพื่อเพิ่มสมบัติบางอย่างที่ต้องการ (Peyton, 1958) ซึ่งแต่ละองค์ประกอบมีผลต่างกัน ได้แก่ (Lane and Mass, 1949; Peyton, 1958; เจน รัตนไพศาล, 2533)

โครเมียม

โครเมียมมีคุณสมบัติหลอมเหลว 1,890 องศาเซลเซียส ความถ่วงจำเพาะ 7.18 เป็นองค์ประกอบหลักที่ทำให้โลหะมีความเฉื่อย (passive) จากการเกิดโครเมียมออกไซด์ที่ผิวโลหะผสมช่วยต้านทานการกัดกร่อน แต่ปริมาณโครเมียมที่มากกว่าร้อยละ 32 จะเกิดการสร้างสารประกอบโลหะ (intermetallic compound) ของโครเมียมและโคบอลต์ ทำให้โลหะผสมเปราะ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่ประกอบด้วยโคบอลต์ร้อยละ 70 และโครเมียมร้อยละ 30 จะมีสมบัติที่ดีกว่าอัตราส่วนอื่นๆ (Paffenbarger and Dickson, 1943)

โคบอลต์

โคบอลต์เป็นโลหะพื้นฐานมีคุณสมบัติหลอมเหลว 1,495 องศาเซลเซียส ความถ่วงจำเพาะ 8.9 เมื่อผสมกับโครเมียมในช่วงจำกัดช่วงหนึ่ง จะได้สารประกอบสารละลายของแข็ง (solid solution compound) โคบอลต์มีส่วนช่วยเพิ่มความแข็งแรง ความแข็งผิว สภาพยืดหยุ่นมอดูลัส และความแข็งดึงของโลหะผสม

นิกเกิล

นิกเกิลเป็นธาตุที่นำมาใช้แทนโคบอลต์ เนื่องจากมีราคาถูกกว่าและสมบัติคล้ายคลึงกัน แต่มีผลทำให้ความแข็งแรงลดลง การยึดตัวเพิ่มขึ้น และลดอุณหภูมิหลอมเหลวของโลหะผสมให้ต่ำลง

ทังสเตน

ทังสเตนจะทำปฏิกิริยากับคาร์บอนเกิดเป็นทังสเตนคาร์ไบด์ ซึ่งช่วยเพิ่มเสถียรภาพของโลหะผสม และทำให้มีสมบัติเป็นเอกภาพในแต่ละชิ้นโลหะที่เหวี่ยงได้

โมลิบดีนัม

โมลิบดีนัมช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งให้กับโลหะผสม ลดขนาดเกรนของโลหะผสม ให้เล็กลง

เบอริลเลียม

เบอริลเลียมทำให้อุณหภูมิหลอมเหลวของโลหะผสมลดลง เพิ่มสภาพของไหล (fluidity) ทำให้เหวี่ยงได้ง่ายขึ้น ช่วยควบคุมการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันที่ผิวโลหะ และทำให้โลหะผสมมีเกรนขนาดเล็ก

แมงกานีส

แมงกานีสมีความสำคัญต่อเสถียรภาพของโลหะผสม ทำให้อุณหภูมิมีความเด่นชัด และสามารถทำนายได้ ช่วยเพิ่มความแข็งแรงและการยึดตัวและทำหน้าที่ลดการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันในขณะหล่อโลหะผสมหลอม (deoxidizing agent)

คาร์บอน

คาร์บอนเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งผิวของโลหะผสมเพิ่มขึ้นและการยึดตัวลดลง ซึ่งเป็นผลมาจากการเกิดโลหะคาร์ไบด์ (metallic carbide) ปริมาณคาร์บอนที่ใส่ในโลหะผสมจะขึ้นอยู่กับความสามารถในการละลาย ซึ่งปริมาณที่แน่นอนเป็นปัจจัยหลักอย่างหนึ่งที่ควบคุมสมบัติของโลหะผสม (McCabe, 1990) ในอัตราส่วนโคบอลต์ต่อโครเมียมเท่ากับ 70 ต่อ 30 คาร์บอนสามารถละลายได้ในสัดส่วนร้อยละ 0.2 หากมีปริมาณคาร์บอนมากเกินไป โลหะผสมจะเปราะและการยึดตัวจะต่ำมาก

กลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

สมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาได้วางข้อกำหนดหมายเลข 14 สำหรับใช้เป็นเกณฑ์มาตรฐานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในทางทันตกรรม โดยอาศัยข้อมูลเกี่ยวกับความต้องการกลสมบัติขั้นพื้นฐานของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจากรายงานการศึกษาต่างๆ แล้วกำหนดเป็นค่ากลสมบัติต่างๆ ที่ควรจะเป็น ดังแสดงในตารางที่ 3 (Taylor and Sweeney, 1957)

ตารางที่ 3 กลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมตามข้อกำหนดหมายเลข 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา

ความแรงคราก	ช่วงความเค้น (ปอนด์/นิ้ว ²)	5,000-60,000
	ความเครียด (นิ้ว/นิ้ว)	สูงสุด 0.0025
ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว ²)		ต่ำสุด 90,000
ค่าระยะของการยึดตัว (ร้อยละ ภายในระยะเวลาวัด 1 นิ้ว)		ต่ำสุด 1.5
ความแข็งผิวรีคเวิลล์ (30 นิวตัน)		ต่ำสุด 50

(ที่มา: Taylor, D.F. and Sweeney, W.T., J Am Dent Assoc 54 (January, 1957): 47.)

Taylor, Leibfritz และ Adler (1958) ได้ศึกษาถึงสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม 6 ชนิด ได้ค่าแสดงกลสมบัติซึ่งส่วนใหญ่เป็นไปตามข้อกำหนดหมายเลข 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม 6 ชนิดในการศึกษาของ Taylor et al.

กลสมบัติ	โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม					
	A	B	C	D	E	F
ความแรงคราก (ปอนด์/นิ้ว ²)	64,000	61,000	49,500	56,000	62,400	60,000
ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว ²)	108,500	107,500	104,000	84,500	102,500	105,100
ค่าระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)	3.4	3.2	2.7	6.0	1.9	1.9
สภาพยืดหยุ่นมอดุลัส (ปอนด์/นิ้ว ² x 10 ⁶)	28.0	29.5	26.0	27.5	28.5	29.0
ความแข็งผิวรีดเวลล (30 นิวตัน)	53.0	60.0	54.0	51.0	55.0	58.0

(ที่มา : Taylor et al., J Am Dent Assoc 56 (March, 1958): 350)

ข้อกำหนดเกี่ยวกับกลสมบัติที่เหมาะสมของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม สำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้นั้น กำหนดขึ้นโดยคำนึงถึงความสัมพันธ์กับการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆ ในฟันปลอม เนื่องจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นตัวแทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 กลสมบัติที่ต้องการจึงอยู่บนพื้นฐานเดิมหรือมีความใกล้เคียงกับกลสมบัติของโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ในระดับที่สามารถเปรียบเทียบกันได้

Cunningham (1973) ได้เปรียบเทียบกลสมบัติของโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมกับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 พบว่า มีทั้งความใกล้เคียงกันและแตกต่างกันในบางจุด ดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 เปรียบเทียบกลสมบัติระหว่างโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

กลสมบัติ	โลหะผสมทองชนิดที่ 4	โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม
ความทนแรงดึง (x 1000) (ปอนด์/นิ้ว ²)	111-124	93-111
ขีดยืดปฏิกิริยา (x1000) (ปอนด์/นิ้ว ²)	65-70	50-60
สภาพยืดหยุ่นมอดุลัส (ปอนด์/นิ้ว ²)	16x10 ⁶	32x10 ⁶
ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)	4-10	1-10
ความแข็งผิวบริเนลล์	210-235	300-380
ความถ่วงจำเพาะ	13-14	7-8

(ที่มา : Cunningham, D.M. Dent Clin North Am 17 (October, 1973): 719-722.)

โครงโลหะผสมมีความทนแรงดึงสูงทำให้ชิ้นงานที่เหวี่ยงด้วยโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมทนต่อความเค้นสูงได้โดยไม่แตกหัก ซึ่งค่าจะใกล้เคียงกับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 หรือต่ำกว่าเพียงเล็กน้อย การที่ค่าขีดยืดปฏิกิริยาและสภาพยืดหยุ่นมอดุลัสมีค่าสูง ก็เป็นปัจจัยที่สำคัญต่อการเลือกใช้โลหะผสมชนิดนี้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ด้วยเช่นกัน (McCabe,1990) ในส่วนของค่าสภาพยืดหยุ่นมอดุลัส โครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าสูงกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ถึง 2 เท่า ทำให้มีความแข็งตึงมากกว่าเป็น 2 เท่า โครงโลหะฟันปลอมจึงมีโครงสร้างที่แข็งแรง ไม่เปลี่ยนรูปได้ง่ายตามแรงที่มากระทำ ซึ่งเป็นสมบัติที่สำคัญสำหรับการทำหน้าที่ของส่วนโยง (Combe and Grant, 1973) ทั้งในแง่ของการคงไว้ซึ่งสภาพและการทำหน้าที่ของส่วนประกอบอื่น รวมทั้งการกระจายแรงผ่านส่วนรองรับ (Peyton,1958) โดยสามารถลดขนาดให้

ได้กลึงได้ในขณะที่ไม่ส่งผลกระทบต่อความแข็งแรง ประกอบกับมีค่าความหนาแน่นต่ำกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 จึงทำให้มีน้ำหนักเบา

อย่างไรก็ตาม ความแข็งดิ่งที่มีค่ามากทำให้โครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีการติดตัวต่ำ ประกอบกับระยะของการยึดตัวและขีดยึดปฏิบัติการที่ต่ำกว่า จึงมีโอกาสดึงที่ส่วนที่มีขนาดมิติเล็กหรือบางจะหัก หรือเกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรได้ง่ายกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ดังนั้น ความเหมาะสมในการทำหน้าที่เป็นตะขอโอบยึดจึงด้อยกว่า เนื่องจากความแข็งของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมทำให้เกิดความเค้นในตะขอโอบยึดได้เป็น 2 เท่าของตะขอโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และมีโอกาสที่จะถึงขีดยึดปฏิบัติการได้เร็วกว่า ในทางปฏิบัติจึงอาศัยการแก้ปัญหาโดยจับความคอดที่ลึกเพียงครึ่งเดียวของตะขอโลหะผสมทองชนิดที่ 4

ภาพโดยรวมของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจึงมีกลสมบัติที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 (Cunningham,1973) ถึงแม้จะมีข้อจำกัดบางประการในเรื่องการติดตัวต่ำ ความแข็งผิวสูง ทำให้ขัดแต่งยากหรือมีกระบวนการเหวี่ยงที่ซับซ้อนขึ้นก็ตาม

โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม (Nickel-Chromium alloys)

โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม ประกอบด้วยนิกเกิลเป็นโลหะพื้นฐานและโครเมียมเป็นธาตุผสม เป็นโลหะผสมที่มีส่วนในการตอบสนองความต้องการโลหะผสมที่มีสภาพดึงยืดได้ (ductility) มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมในระยะแรก ๆ โดยมีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบแทนโคบอลต์ซึ่งช่วยเพิ่มระยะของการยึดตัว ลดอุณหภูมิหลอมเหลว และลดความแข็งแรงของโลหะผสม ตัวอย่างองค์ประกอบของโลหะนิกเกิล-โครเมียม แสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 องค์ประกอบของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)
นิกเกิล	67-80
โครเมียม	12-20
เบอริลเลียม	0.5-2.0
ซิลิกอน คาร์บอน อะลูมิเนียม โมลิบดีนัม แมงกานีส และเหล็ก	2.0

(ที่มา : O' Brien and Ruge. An outline of dental materials and their selection, 1st ed, 1978: 293.)

กลสมบัติของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม

กลสมบัติบางประการของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมแสดงในตารางที่ 7

ตารางที่ 7 กลสมบัติบางประการของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม

ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว ²)	ขีดยึดปฏิกิริยา (ปอนด์/นิ้ว ²)	ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)
60,000	23,000	3

(ที่มา : เจน รัตนไพศาล ทันตวัสดุศาสตร์, พิมพ์ครั้งที่ 2, 2533, หน้า 374)

ค่าความทนแรงดึงและขีดยึดปฏิกิริยาของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม มีค่าต่ำกว่าค่าของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม อาจอธิบายได้จากการที่โครงสร้างของโลหะ (metallurgical structure) มีความแตกต่างกัน โดยความแข็งแรงของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเกิดจากวัฏภาคคาร์ไบด์ (metal carbide) เป็นหลัก ในขณะที่ความแข็งแรงของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมเกิดจากวัฏภาคแกมมาไพรม์ (γ') ซึ่งเป็นสารประกอบโลหะ (intermetallic compound) ที่มีสูตร Ni_3Al (ADA, 1974-1975) เนื่องจากขีดยึดปฏิกิริยามีค่าใกล้เคียงกับค่าของ

โลหะผสมทองชนิดที่ 3 ประกอบกับสามารถเชื่อมยึดกับพอร์สเลนได้ จึงนำมาใช้ในงานครอบฟัน และสะพานฟัน นอกเหนือจากใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

ปัญหาของนิกเกิล

ปัญหาความเป็นพิษของนิกเกิล ทำให้หลายสถาบันคำนึงถึงความปลอดภัยในการใช้โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นส่วนประกอบ โดยให้ความสำคัญต่อผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น และได้กำหนดมาตรฐานความปลอดภัยขึ้น เช่น (Basker, 1981)

Swedish National Board of Health and Welfare ได้ออกแถลงการณ์เตือนการใช้โลหะผสมทางทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบมากกว่าร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก ในปี ค.ศ.1974

The U.S. Department of Health, Education and Welfare's environmental concentration standard (for work place air) ได้กำหนดว่า ห้ามคนงานได้รับนิกเกิลในความเข้มข้นสูงกว่าร้อยละ 15 ไมโครกรัมต่อลบ.ซม. นานเกินกว่า 10 ชั่วโมงสำหรับการทำงานสัปดาห์ละ 40 ชม.

The International Standards for Organization (ISO) กำหนดมาตรฐาน ISO/TC ที่ 106 สำหรับวัสดุประเภทโครงโลหะผสมว่า ผู้ผลิตจะต้องระบุค่าว่า ห้ามใช้โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบในคนไข้ที่แพ้ นิกเกิล

ความเป็นพิษของนิกเกิล

นิกเกิลเป็นหนึ่งในบรรดาสารที่ทำให้เกิดการแพ้ (allergen) ได้มากที่สุด และเป็นตัวชักนำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกิน (sensitizer) ที่มีประสิทธิภาพมากเช่นกัน การแพ้นิกเกิลเกิดได้ใน 2 ลักษณะ คือ (Covington et al,1985)

1. เกิดการแพ้ซ้ำกับผู้ที่เคยเป็นมาก่อน จากการละลายนิกเกิลโดยน้ำลายและน้ำย่อยเข้าสู่ระบบทางเดินอาหาร
2. เกิดการแพ้ในผู้ที่ไม่เคยเป็นมาก่อน แต่ถูกชักนำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินโดยกระบวนการละลาย การย่อย หรือการระคายเคืองเฉพาะที่ต่อกระบวนการของน้ำเหลืองเหงือก (gingival fluid)

นิกเกิลที่เข้าสู่ระบบทางเดินอาหารในปริมาณเพียงเล็กน้อย อาจจะเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการแพ้ได้มากกว่าการสัมผัสภายนอก เมื่อนิกเกิลเข้าสู่กระแสเลือดจะเกิดเป็นสารประกอบเชิงซ้อนกับอัลฟาแมคโครโกลบูลิน (α -macroglobulin) กลายเป็นนิกเกิลพลาสมิน (nickel plasmin) ซึ่งสามารถใช้ปริมาณนิกเกิลในกระแสเลือดและในปัสสาวะเป็นตัวชี้วัดปริมาณนิกเกิลที่ได้รับ นิกเกิลที่อยู่ระหว่างเซลล์สามารถจับและสลายพันธะ (depolymerizing) ของอาร์เอ็นเอ (RNA) และโปรตีน รวมทั้งรบกวนการหดตัวของกล้ามเนื้อ และการทำงานของเอนไซม์ได้ในขณะเดียวกัน (Pierce and Goodkind, 1989)

นิกเกิลยังเป็นสารก่อมะเร็งได้ (carcinogen) ซึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถในการละลายและรูปแบบของสารประกอบนิกเกิลที่ปรากฏในเนื้อเยื่อ (crystallographic structure) สารประกอบนิกเกิลที่รู้จักกันดีว่ามีความเป็นสารก่อมะเร็งคือ นิกเกิลซัลไฟด์ (nickel subsulfide, Ni_3S_2) นิกเกิลซัลไฟด์ (nickel sulfide, Ni_3S) และนิกเกิลคาร์บอนิล (nickel carbonyl; NiCOO_4) (Vreeberg et al., 1984; Pierce and Goodkind, 1989)

นิกเกิลซัลไฟด์ นิกเกิลซัลไฟด์

ในสภาวะที่มีกำมะถัน นิกเกิลซัลไฟด์จะเปลี่ยนรูปเป็นนิกเกิลซัลไฟด์ ซึ่งเป็นสารก่อมะเร็งที่มีความแรงมากในหนูทดลอง โดยส่งผลกระทบต่อเซลล์ที่แบ่งตัวในระยะเริ่มแรก (primitive dividing cells) ในลักษณะการทำลายและขัดขวางการซ่อมแซมเซลล์

นิกเกิลคาร์บอนิล

เป็นสารประกอบที่ละลายได้ในไขมัน และเคลื่อนตัวผ่านเข้าเยื่อหุ้มเซลล์ได้ โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงในทางเมตาบอลิก (metabolic alteration) ซึ่งคาดว่าเป็นสาเหตุที่ทำให้มีความเป็นพิษสูง

นอกจากนี้ นิกเกิลที่สะสมตามผิวหนัง ระบบประสาทส่วนกลาง ปอด และไตเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินตามผิวหนัง ปริมาณนิกเกิลที่เป็นอันตรายถึงชีวิต (lethal dose) มีค่าประมาณ 10 มิลลิกรัมต่อกิโลกรัม เมื่อได้รับทางกระแสเลือด หรือปริมาณ 50-500 มิลลิกรัมต่อกิโลกรัม เมื่อได้รับทางปาก

ความเป็นพิษต่อร่างกายของนิกเกิลทำให้มีผู้ให้ความสนใจถึงความสัมพันธ์ระหว่างชิ้นงานทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบ กับการชักนำให้เกิดการแพ้หรือการเป็นสารก่อมะเร็ง การศึกษาถึงอัตราการแพ้นิกเกิลในคนไข้โดย Moffa, Ellison และ Hamilton (1983) ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการแพ้นิกเกิล กับการมีชิ้นงานที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบในช่องปาก ถึงแม้ว่าจะพบคนไข้แพ้นิกเกิลในทุกช่วงอายุโดยเฉลี่ยร้อยละ 1.5 ในเพศชาย และร้อยละ 4.1 ในเพศหญิงก็ตาม ในขณะที่ Vreeberg และคณะ (1984) พบว่า การสัมผัสต่อโลหะผสมนิกเกิลใน

ช่องปากไม่ทำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินในคนไข้ที่ไม่แพ้никเกิด แต่กลับช่วยสร้างความต้านทานต่อการแพ้ ยกเว้น ในรายที่เคยถูกกระตุ้นมาก่อนอาจเกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินได้

การศึกษาโดย Woody, Huget และ Horton (1997) พบว่า การสัมผัสโดยตรงกับผิวโลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบไม่ทำให้เกิดการตอบสนองที่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อ แต่การสัมผัสกับผงที่ได้จากการกลึงโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ และทำให้เซลล์ตายได้ ความเป็นพิษจึงอาจมาจากผลิตภัณฑ์จากการสึกกร่อนของโลหะผสมซึ่งเกิดจากการเกิดไอออนไนเซชัน (ionization) โดยที่สภาพแวดล้อมในช่องปากช่วยส่งเสริมการสึกกร่อนได้เป็นอย่างดี ทำให้ยังมีโอกาสที่นิกเกิลจะละลายตัวออกมากขึ้น สละสมตามเนื้อเยื่อบริเวณข้างเคียง และส่งผ่านไปตามอวัยวะต่างๆ ทั่วร่างกาย (Bergman, Bergman and Soremark, 1980) โลหะผสมทุกชนิดเกิดไอออนไนเซชันได้เมื่อเวลาผ่านไปช่วงระยะเวลาหนึ่ง ความรุนแรงของผลที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อนั้นขึ้นกับศักยภาพของความเป็นพิษ (cytotoxic potentials) ของไอออนที่ละลายจากผลิตภัณฑ์ที่ได้จากการกัดกร่อนที่ผิวโลหะผสมนั้นๆ (Ferguson, Laing and Hodge, 1960)

การละลายตัวของนิกเกิลออกจากโลหะผสม พบว่า มีความสัมพันธ์กับสัดส่วนของนิกเกิลที่เป็นองค์ประกอบโดยปริมาณ ปริมาณนิกเกิลที่มากขึ้นจะส่งเสริมการละลายตัวออกได้มาก โดยเฉพาะอย่างยิ่ง โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่มีโครเมียมน้อยกว่าร้อยละ 20 (Wolfaardt and Peters, 1992) Pierce และ Goodkind (1989) พบว่า เมื่อนำโลหะผสมนิกเกิลแช่ในน้ำลาย 1 สัปดาห์ จะมีปริมาณนิกเกิลในน้ำลายเพิ่มขึ้นจาก 2×10^{-7} ไมโครกรัม เป็น 2×10^{-4} ไมโครกรัม โดยมีอัตราเฉลี่ยในการละลายตัวของนิกเกิลประมาณ 4.2 ไมโครกรัมต่ออลบ.ซม.ต่อวัน โดยการละลายตัวของนิกเกิลไม่ขึ้นกับเวลา แต่จะมีการละลายตัวมากขึ้นหากมีเบอริลเลียมเป็นส่วนผสมอยู่ด้วย กล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือ โลหะผสมนิกเกิล-เบอริลเลียมมีโอกาสที่จะเป็นอันตรายต่อทันตบุคลากรมากกว่าโลหะผสมที่ไม่มีเบอริลเลียม (Covington et al, 1985)

ถึงแม้ว่ายังไม่มียางานที่แน่ชัดถึงความสัมพันธ์ระหว่างการแพ้ หรือการเป็นสารก่อมะเร็งกับการใส่ชิ้นงานทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบ แต่โลหะผสมนิกเกิลก็มีศักยภาพพอที่จะทำให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองในรูปแบบการแพ้ หรือภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินในคนไข้บางรายได้ (Pettersen, 1992) โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบจึงควรห้ามใช้ในคนไข้ที่เคยแพ้นิกเกิลมาก่อน เนื่องจากการสัมผัสเป็นเวลานานนั้นเป็นการเร่งอาการแพ้ที่มีประสิทธิภาพได้เป็นอย่างดี (Moffa, Beck and Hoke, 1977)

ในปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตได้ผลิตโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ไม่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบ เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาดังกล่าว โดยชดเชยคุณสมบัติความอ่อนที่ได้นิกเกิลด้วยการปรับเปลี่ยนปริมาณโมลิบดีนัมและคาร์บอน ซึ่งจากการศึกษา

โดย Asgar, Techow และ Jacobson (1970) พบว่า การลดปริมาณนิกเกิลลงและทดแทนด้วย โมลิบดีนัมในอัตราส่วนไม่เกินร้อยละ 4.75 และคาร์บอนไม่เกินร้อยละ 0.25 มีผลในการเพิ่มระยะ ยืดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมได้ จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่แก้ปัญหาคงความปลอดภัยโดยไม่ เสียกลสมบัติสำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่ผลิตในปัจจุบัน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ไททาเนียม

ไททาเนียมบริสุทธิ์

ไททาเนียม (Ti) เป็นธาตุบริสุทธิ์ ในตารางธาตุมีเลขอะตอมเท่ากับ 22 มีน้ำหนักอะตอมเท่ากับ 47.9 เป็นธาตุที่มีมากเป็นอันดับที่ 9 ของโลก และเป็นธาตุโลหะที่มีมากเป็นอันดับที่ 4 รองจากอะลูมิเนียม (Al) เหล็ก (Fe) และแมกนีเซียม (Mg) (Parr, 1985) ไททาเนียมเป็นธาตุที่มีความไวต่อปฏิกิริยา ดังนั้น ในธรรมชาติจึงไม่พบไททาเนียมในรูปแบบธาตุบริสุทธิ์ แต่จะอยู่ในรูปของสินแร่ไททาเนียม (Ti ores) ได้แก่ รูไทล์ (rutile: TiO_2) หรืออิลเมนไนท์ (ilmenite: FeTiO_3) (Lautenschlager and Monaghan, 1993)

Dr. Wilhelm Kroll ได้ค้นพบกระบวนการในการสกัดไททาเนียมบริสุทธิ์ (commercially purified titanium: Cp-Ti) ออกจากสินแร่ไททาเนียม หรือที่เรียกว่ากระบวนการของโครล (Kroll process) (Renner, 2001) โดยการเผาสินแร่ไททาเนียม ได้แก่ รูไทล์ หรืออิลเมนไนท์กับธาตุคาร์บอนและคลอรีนที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส จนได้ไททาเนียมเตตระคลอไรด์ (TiCl_4) จากนั้น ทำการรีดิวซ์ไททาเนียมเตตระคลอไรด์ด้วยโซเดียมหรือแมกนีเซียมที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดเป็นฟองไททาเนียม (Ti sponge) และได้ผลผลิตพลอยได้คือ แมกนีเซียมคลอไรด์ (MgCl_2) หลังจากแยกแมกนีเซียมคลอไรด์ออก จึงรวมฟองไททาเนียมเข้าด้วยกัน ภายใต้สุญญากาศหรือก๊าซอาร์กอน (argon atmosphere) ได้เป็นก้อนโลหะไททาเนียม (Ti ingots) (Brown, 1997) การค้นพบกระบวนการของ Dr. Wilhelm Kroll ทำให้เขาได้ชื่อว่าเป็นบิดาแห่งอุตสาหกรรมไททาเนียม (Wang and Fenton, 1996) ที่อุณหภูมิห้อง ไททาเนียมบริสุทธิ์มีโครงสร้างผลึกเป็นทรงกระบอกหกเหลี่ยมแบบอัดแน่น (hexagonal close-pack: HCP) ซึ่งอยู่ในรูปแบบแอลฟา (alpha-form) เมื่อให้อุณหภูมิสูงถึง 883 องศาเซลเซียส จะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกไปเป็นลูกบาศก์แบบบอดีเซ็นเตอร์ (body centered cubic: BCC) ซึ่งอยู่ในรูปแบบเบต้า (beta-form) โดยโครงสร้างผลึกแบบลูกบาศก์แบบบอดีเซ็นเตอร์จะคงอยู่จนถึงจุดหลอมเหลวที่อุณหภูมิประมาณ 1,700 องศาเซลเซียส (Lautenschlager and Monaghan, 1993) เมื่อไททาเนียมบริสุทธิ์มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกจะทำให้สมบัติของมันเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม (Parr, Gardner and Toth, 1985) โดยไททาเนียมบริสุทธิ์รูปแบบเบต้าจะมีความแข็งแรงสูงกว่า แต่มีความเปราะมากกว่ารูปแบบแอลฟา (Craig and Power, 2002; ADA council on scientific affairs, 2003) นอกจากนี้ การเติมธาตุบางอย่างลงไปเพียงเล็กน้อยในขั้นตอนการผลิต ได้แก่ คาร์บอน ออกซิเจน ไนโตรเจน และเหล็ก สามารถเพิ่มกลสมบัติของไททาเนียมได้อย่างมีนัยสำคัญ

เช่น ความแข็งผิว (hardness) กำลังดึงประลัย (ultimate tensile strength) ความแรงคราก (yield strength) (Parr et al.,1985; Wang and Fenton,1996) และการปนเปื้อนของออกซิเจนจากบรรยากาศแม้ในปริมาณเพียงเล็กน้อยในระหว่างการผลิตสามารถทำให้ไททาเนียมบริสุทธิ์สูญเสียสภาพดึงยืดได้ (ductility) ได้อย่างมีนัยสำคัญ (ADA council on scientific affairs, 2003)

ไททาเนียมบริสุทธิ์สามารถจำแนกได้เป็น 4 เกรดตาม The American Society of Testing and Materials (ASTM) (Brown,1997) ซึ่งขึ้นอยู่กับปริมาณของธาตุออกซิเจน ไนโตรเจน เหล็ก และคาร์บอนที่เติมลงไประหว่างขั้นตอนการผลิต ได้แก่

ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1 (grade I Titanium) มีความบริสุทธิ์มากที่สุด ประกอบด้วยธาตุออกซิเจนไม่เกินร้อยละ 0.18 โดยน้ำหนัก และธาตุเหล็กไม่เกินร้อยละ 0.2 โดยน้ำหนัก จึงมีความอ่อนมากที่สุด โดยมีค่าความแข็งแบบบริเนลล์ (Brinell hardness number: BHN) เท่ากับ 120 มีสภาพดึงยืดได้ (ductility) มากสุด โดยมีค่าร้อยละของการยืดตัว (% elongation) เท่ากับ 37 และมีค่าความทนแรงดึงต่ำสุด (minimum tensile strength) เท่ากับ 240 เมกกะปาสคาล

ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 (grade II Titanium) มีธาตุออกซิเจนเป็นองค์ประกอบไม่เกินร้อยละ 0.25 โดยน้ำหนัก และธาตุเหล็กไม่เกินร้อยละ 0.3 โดยน้ำหนัก มีค่าความแข็งแบบบริเนลล์เท่ากับ 160 และมีค่าร้อยละของการยืดตัวเท่ากับ 28

ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 3 (grade III Titanium) ประกอบด้วยธาตุออกซิเจนไม่เกินร้อยละ 0.35 โดยน้ำหนัก และธาตุเหล็กไม่เกินร้อยละ 0.3 โดยน้ำหนัก มีค่าความแข็งแบบบริเนลล์เท่ากับ 200 และมีค่าร้อยละของการยืดตัวเท่ากับ 25

ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 4 (grade IV Titanium) จะมีความแข็งมากที่สุด โดยมีค่าความแข็งแบบบริเนลล์เท่ากับ 250 มีสภาพดึงยืดได้น้อยสุด โดยมีค่าร้อยละของการยืดตัวเท่ากับ 23 ประกอบด้วยธาตุออกซิเจนไม่เกินร้อยละ 0.4 โดยน้ำหนัก และธาตุเหล็กไม่เกินร้อยละ 0.5 โดยน้ำหนัก มีค่าความทนแรงดึงต่ำสุดเท่ากับ 500 เมกกะปาสคาล

ส่วนธาตุไนโตรเจน ไฮโดรเจน และคาร์บอน จะมีอยู่เป็นองค์ประกอบในไททาเนียมบริสุทธิ์ทุกเกรดไม่เกินร้อยละ 0.03, 0.015 และ 0.1 โดยน้ำหนัก ตามลำดับ

ไททาเนียมบริสุทธิ์มีน้ำหนักเบา มีความหนาแน่นประมาณ 4.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งน้อยกว่าทอง โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และเหล็กกล้าไร้สนิม มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่น (elastic modulus) ประมาณ 100-104 จิกกะปาสคาล ซึ่งใกล้เคียงกับทอง แต่น้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและเหล็กกล้าไร้สนิมประมาณครึ่งหนึ่ง มีค่าความแรงครากอยู่ระหว่าง 170 ถึง 485 เมกกะปาสคาล มีค่ากำลังดึงประลัยอยู่ระหว่าง 240 ถึง 550 เมกกะปาสคาล และมีค่าร้อยละของการยืดตัวประมาณ 15-24 ซึ่งขึ้นอยู่กับไททาเนียมแต่ละเกรด

(Lautenschlager and Monaghan, 1993; McCracken, 1999; Craig and Power, 2002; Bonollo, Natali and Pavan, 2003) การรีดเย็น (cold working) สามารถเพิ่มความทนแรงดึงให้แก่ไททาเนียมบริสุทธิ์ โดยไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 4 ที่ผ่านการรีดเย็น จะมีความทนแรงดึงเพิ่มขึ้นเป็น 800 เมกกะปาสคาล ซึ่งเหมาะสมต่อการนำมาใช้งานทางทันตกรรมรากเทียมได้ (Brown,1997) อย่างไรก็ตาม พบว่า การใช้งานของไททาเนียมบริสุทธิ์ยังคงมีข้อจำกัดเนื่องจากยังมีความแข็งแรงค่อนข้างต่ำ ชัดยาก และมีความต้านทานต่อการสึกค่อนข้างต่ำ (Hirata et al., 2001) ทำให้ไม่เหมาะสมต่อการใช้งานในบริเวณที่มีความเค้นสูง เช่น สะพานฟันยาวหรือโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ (Kawazoe and Suese,1989) จึงได้มีการนำโลหะผสมไททาเนียม (titanium alloys) มาใช้ในทางทันตกรรมโดยพัฒนามาจากโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในวัสดุอากาศยาน

โลหะผสมไททาเนียม

ไททาเนียมบริสุทธิ์สามารถทำเป็นโลหะผสมกับธาตุได้หลายชนิด วัตถุประสงค์ของการผลิตโลหะผสมไททาเนียม คือ เพื่อเพิ่มความแข็งแรง เพิ่มความต้านทานต่อการคืบ (creep resistant) เพื่อให้สามารถเชื่อมต่อกันได้ (weldability) สามารถตอบสนองต่อการปรับปรุงสมบัติด้วยความร้อน (heat treatment) และสามารถขึ้นรูปได้ง่าย (formability)(Lautenschlager and Monaghan, 1993)

โลหะผสมไททาเนียมที่นิยมใช้ในทางทันตกรรมมี 3 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบแอลฟา (alpha form) รูปแบบเบต้า (beta form) และรูปแบบแอลฟา-เบต้า (alpha-beta form) แต่ละรูปแบบเกิดจากการเติมธาตุที่ทำให้เกิดโลหะผสม (alloying elements) ลงไปในสัดส่วนที่แน่นอนขณะที่มีการให้ความร้อนแก่ไททาเนียมบริสุทธิ์ ธาตุที่ผสมลงไปจะทำหน้าที่เป็นตัวคงสภาพหรือวัฏภาค (phase-condition stabilizer) (Parr et al.,1985) ธาตุหลายชนิด ได้แก่ อะลูมิเนียม (Al) แกเลียม (Ga) ดีบุก (Sn) รวมทั้งคาร์บอน ออกซิเจน และไนโตรเจน ทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคแอลฟา (alpha stabilizer) ในขณะที่ธาตุหลายชนิด ได้แก่ วานาเดียม (V) ไนโอเบียม (Nb) โมลิบดีนัม (Mo) ทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้า (beta stabilizer) ของโลหะผสมไททาเนียม (Lautenschlager and Monaghan, 1993; McCracken,1999) ตัวคงวัฏภาคแอลฟาจะขยายขอบเขตของวัฏภาคแอลฟาของโลหะผสม และเพิ่มอุณหภูมิในการเปลี่ยนสภาพไปเป็นวัฏภาคเบต้า (beta-transformation temperature) ส่วนตัวคงวัฏภาคเบต้าจะขยายขอบเขตของวัฏภาคเบต้าในโลหะผสม และลดอุณหภูมิในการเปลี่ยนสภาพไปเป็นวัฏภาคเบต้า

โดยทั่วไปโลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคแอลฟาที่มีสมบัติสามารถเชื่อมต่อไปได้ และมีความต้านทานต่อการสึกกร่อนดี แต่จะขึ้นรูปได้ยากที่อุณหภูมิห้อง ส่วนโลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคเบต้า มีสมบัติสามารถตีให้แผ่ได้ (malleable) ที่อุณหภูมิห้อง จึงมีประโยชน์ในทางทันตกรรมจัดฟัน (Burstone and Goldberg, 1980) ในขณะที่โลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคแอลฟา-เบต้าจะมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น สามารถขึ้นรูปได้ง่าย แต่จะเชื่อมต่อไปได้ยาก ดังนั้น จึงต้องมีการปรับปรุงสมบัติด้วยความร้อนหรือความร้อนและเคมีหลังจากหล่อแบบ ซึ่งจะทำให้ได้โลหะผสมที่มีสมบัติตามต้องการ (Craig and Powers, 2002; Taira, 1989)

โลหะผสมไททาเนียมที่นิยมมากที่สุดทางทันตกรรม ได้แก่ โลหะผสมไททาเนียมที่ประกอบด้วยไททาเนียมร้อยละ 90 โดยน้ำหนัก อะลูมิเนียมร้อยละ 6 โดยน้ำหนัก และวานาเดียมร้อยละ 4 โดยน้ำหนักหรือ Ti-6Al-4V (Parr et al., 1985; Lautenschlager and Monaghan, 1993; Wang and Fenton, 1996) ที่อุณหภูมิห้องจะประกอบด้วย 2 วัฏภาคคือ วัฏภาคแอลฟาและเบต้า โดยอะลูมิเนียมจะทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคแอลฟา ทำให้โลหะมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้นและมีน้ำหนักเบา และวานาเดียมทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้า เมื่อให้อุณหภูมิเพิ่มขึ้นถึง 975 องศาเซลเซียส โลหะผสมดังกล่าวสามารถเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกไปเป็นโครงสร้างผลึกแบบลูกบาศก์แบบบอดีเซ็นเตอร์ ซึ่งประกอบด้วยวัฏภาคเบต้า ดังนั้น จึงสามารถทำการปรับปรุงสมบัติด้วยความร้อน (thermal treatment) เพื่อกำหนดปริมาณหรือโครงสร้างของวัฏภาคที่เกิดขึ้น เพื่อให้ได้กลสมบัติและสมบัติทางกายภาพของโลหะผสมตามต้องการ เช่น ความแข็งแรง การเชื่อมต่อไปและขึ้นรูปได้ง่าย

กลสมบัติของโลหะผสมไททาเนียมแอลฟาและเบต้าถูกกำหนดโดย ปริมาณ ขนาด รูปร่าง และโครงสร้างของวัฏภาคแอลฟา รวมทั้งความหนาแน่นของรอยต่อระหว่างวัฏภาคแอลฟาและเบต้า (alpha-beta interface) โดยพบว่า โครงสร้างเกรนผลึกที่มีเกรนแอลฟาขนาดเล็ก (น้อยกว่า 20 ไมครอน) มีการกระจายตัวของวัฏภาคเบต้าสม่ำเสมอ และมีพื้นที่ผิวรอยต่อระหว่างวัฏภาคแอลฟาและเบตตาน้อย จะสามารถต้านทานต่อการเกิดรอยร้าวจากความล้า (fatigue crack initiation) และมีกำลังล้า (fatigue strength) สูง (Craig and Powers, 2002)

เมื่อเปรียบเทียบกลสมบัติของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4Vกับไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่าโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์ มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เล็กน้อย โดยอะลูมิเนียมและวานาเดียมที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในโลหะผสมประมาณร้อยละ 10 ทำให้ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นเพิ่มขึ้นได้ประมาณร้อยละ 10 มีร้อยละของการยืดตัวต่ำกว่าเล็กน้อย มีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีกำลังดึงประลัยและความแรงครากสูงกว่าประมาณร้อยละ 60 และมีค่า

ความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ (Vicker hardness number: VHN) สูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ประมาณ 3 เท่า (Parr et al., 1985; Lautenschlager and Monaghan, 1993; Wang and Fenton, 1996; McCracken, 1999)

อย่างไรก็ตาม ความเป็นพิษต่อเซลล์ (cytotoxicity) ของธาตุนาเดียมยังเป็นที่ยกเถียงกัน Rae (1981) ได้ศึกษาผลของโลหะที่ใช้ทำข้อเทียมหลายชนิดต่อเซลล์สร้างเส้นใยจากข้อของมนุษย์ (human synovial fibroblast) พบว่า โลหะวานาเดียมที่เกิดจากโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์ที่เพาะเลี้ยง และความเป็นพิษของวานาเดียมเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความสามารถในการละลายตัวของโลหะ Evan (1994) พบว่า เมื่อให้ผงโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V สัมผัสกับเซลล์สร้างเส้นใยโดยตรงสามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์ได้ เมื่อเทียบกับการใช้เยื่อคั้นที่มีรูพรุนขนาดเล็ก (microporous membrane) ดังนั้น กลไกที่ทำให้เกิดการทำลายของเซลล์อาจขึ้นอยู่กับปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นโดยตรงระหว่างเซลล์และอนุภาคของโลหะ รวมทั้งองค์ประกอบทางเคมีของอนุภาคนั้นๆ

Thompson และ Puleo (1996) พบว่า อีออนที่ปลดปล่อยออกมาจากโลหะผสม Ti-6Al-4V สามารถยับยั้งเซลล์จากไขกระดูกในหลอดทดลองไม่ให้พัฒนาไปเป็นเซลล์สร้างกระดูกเต็มวัย (mature osteoblasts) ตามปกติ ดังนั้นเขาจึงได้แนะนำว่า อีออนที่ถูกปล่อยออกมาจากรากเทียมอาจขัดขวางการสะสมของกระดูกรอบๆ รากเทียมเป็นสาเหตุให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมได้ Roger และคณะ (1997) ได้ศึกษาการตอบสนองของเซลล์โมโนไซต์ต่ออนุภาคของโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ทำข้อเทียมขนาด 1 ไมครอนสองชนิดได้แก่ Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb เทียบกับไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่า ที่ความเข้มข้นเท่ากัน โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V สามารถกระตุ้นให้เกิดการหลั่งสารตัวกลางการอักเสบ (inflammatory mediators) มากกว่าโลหะชนิดอื่นอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามพบว่า ไม่มีโลหะชนิดใดที่ทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์อย่างมีนัยสำคัญ แต่สารตัวกลางการอักเสบที่ถูกปล่อยออกมาอาจมีผลทำให้เกิดการสูญเสียกระดูกรอบๆ ข้อเทียมได้

Doran และคณะ (1998) ได้ศึกษาผลของโลหะหลายชนิดได้แก่ โคบอลต์ โครเมียม นิกเกิล เหล็ก โมลิบดีนัม อะลูมิเนียม วานาเดียม และไททาเนียม ทั้งในรูปแบบสารละลายเกลือของโลหะ (soluble salts) และอนุภาคของแข็ง (solid particles) ต่อการเกิดความเป็นพิษ (toxicity) และการกลายเป็นมะเร็ง (neoplastic transformation) ของเซลล์สร้างเส้นใยในหนูทดลอง (C3H10T1/2 mouse fibroblast cell line) พบว่า รูปแบบของโลหะที่มีผลทำให้เกิดความเป็นพิษและการกลายเป็นมะเร็ง ได้แก่ รูปแบบสารละลายเกลือของโลหะ โดยสารละลายเกลือของโคบอลต์ โครเมียม นิกเกิล โมลิบดีนัม สามารถเพิ่มอุบัติการณ์ของการกลายเป็นมะเร็ง

แต่สารละลายเกลือของเหล็ก อะลูมิเนียม วานาเดียม และไททาเนียมไม่มีผลทำให้อุบัติการณ์ของการกลายเป็นมะเร็งเพิ่มขึ้นแต่อย่างใด นอกจากนี้ พบว่า การกลายเป็นมะเร็งยังมีความสัมพันธ์โดยตรงกับระดับความเป็นพิษของโลหะ ยกเว้น โมลิบดีนัมและวานาเดียม Kumazawa และคณะ (2002) พบว่า โลหะไททาเนียม และวานาเดียมในรูปสารละลายสามารถกระตุ้นการทำงานของนิวโทรฟิลทำให้เพิ่มการหลั่งของ superoxide anions และพบว่า ความเป็นพิษต่อเซลล์ของโลหะไททาเนียมยังขึ้นอยู่กับขนาดของอนุภาคโลหะ เนื่องจากโลหะที่มีอนุภาคขนาดเล็กกว่าขนาดของนิวโทรฟิลสามารถถูกจับกิน(phagocytosis) ได้โดยนิวโทรฟิล

จากหลักฐานต่างๆ ที่ได้มีการศึกษาถึงความเป็นพิษต่อเซลล์ของธาตุวานาเดียม จึงได้มีการนำธาตุไนโอเบียม (Nb) ซึ่งเป็นธาตุโลหะในตารางธาตุหมู่ Va มีเลขอะตอมเท่ากับ 41 (Brown,1997) มาใช้ทดแทนธาตุวานาเดียมในโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V เนื่องจากไนโอเบียมมีสมบัติคล้ายวานาเดียม คือสามารถทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้าในโลหะผสม (Ti-Nb binary system) ซึ่งจำเป็นในการเกิดรูปแบบแอลฟา-เบต้า ทำให้เกิดโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb โดย Semlitsch, Weber และ Streicher (1992) ได้รายงานการใช้โลหะผสม Ti-6Al-7Nb เพื่อเป็นวัสดุสำหรับงานศัลยกรรมกระดูกเป็นครั้งแรกในปี 1992

Kobayashi และคณะ (1998) ได้เปรียบเทียบกลสมบัตินระหว่าง Ti-6Al-7Nb และ Ti-6Al-4V พบว่า โลหะผสมTi-6Al-7Nb มีกำลังดึงต่ำกว่า Ti-6Al-4V เล็กน้อย แต่มีร้อยละของการยืดตัวสูงกว่าประมาณร้อยละ 40 และเมื่อเปรียบเทียบความต้านทานต่อการกัดกร่อน โดยนำโลหะผสมทั้งสองชนิดแช่ในสารละลายกรดแลคติกร้อยละ 1 (1.0% lactic acid) เป็นเวลานาน พบว่า โลหะผสมTi-6Al-7Nb มีการปลดปล่อยไททาเนียมไอออนออกมาในสารละลายน้อยกว่า Wang และคณะ (1999) พบว่า โลหะผสมTi-6Al-7Nb มีความสามารถในการหล่อแบบ (castability) ต่ำกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีรูพรุนจากการหล่อแบบ (casting porosity) น้อยกว่า

ในปี 1983 The American Society for Testing and Materials (ASTM) (Lautenschlager and Monaghan,1993; Brown,1997; Wang and Fenton,1996; ADA council on scientific affairs, 2003; McCracken,1999) ได้แบ่งไททาเนียมออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ

1. ไททาเนียมบริสุทธิ์ (Cp-Ti) 4 ชนิด ได้แก่ ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1,2,3,4
2. โลหะผสมไททาเนียม 3 ชนิด ได้แก่ Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V Extra Low Interstitial; ELI (low components) และ Ti-Al-Nb

โลหะผสม ไททาเนียมTi-6Al-4V ชนิด Extra Low Interstitial (ELT) หมายถึง โลหะผสม ไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีธาตุออกซิเจนเป็นองค์ประกอบแทรกอยู่ระหว่างวัฏภาค (interstitial sites) ในระดับต่ำ การมีธาตุออกซิเจนในปริมาณน้อยและมีธาตุเหล็กหลงเหลืออยู่ในโลหะทำให้สามารถปรับปรุงสภาพดึงยืดได้ (ductility) ของโลหะให้เพิ่มขึ้นได้เล็กน้อย (McCraken, 1999)

สมบัติของไททาเนียม

Craig และ Power (2002) ได้กล่าวไว้ว่า ไททาเนียมเป็นวัสดุที่เหมาะสมที่สุด (material of choice) ในทางทันตกรรม เนื่องจากมีสมบัติที่โดดเด่นหลายประการ ได้แก่ มีน้ำหนักเบา มีความหนาแน่นต่ำ มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นหรือความแข็งดึงต่ำ นอกจากนี้ ยังมีชั้นออกไซด์ที่มีเสถียรภาพสูงปกคลุม ทำให้มีความต้านทานต่อการกัดกร่อนและมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออย่างดีเยี่ยม (Anusavice, 1996; Craig and Power, 2002)

สมบัติสำคัญที่ทำให้โลหะไททาเนียมมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออย่างดีเยี่ยม เกิดจากชั้นออกไซด์ที่มีความเฉื่อยต่อปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบนผิวของโลหะไททาเนียม (Lautenschlager and Monaghan, 1993; Wang and Fenton, 1996) โลหะไททาเนียมทั้งในรูปไททาเนียมบริสุทธิ์ หรือโลหะผสมไททาเนียมสามารถเกิดออกไซด์ได้หลายชนิดได้แก่ ไททาเนียมออกไซด์ (TiO) ไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) ไททาเนียมไตรออกไซด์ (Ti_2O_3) ซึ่งขึ้นอยู่กับชนิดของโลหะและสภาพแวดล้อม พบว่า ไททาเนียมไดออกไซด์เป็นออกไซด์ที่มีความเสถียรมากที่สุด โดยสามารถคงตัวอยู่ได้ที่อุณหภูมิและความเป็นกรด-ด่างในช่วงกว้าง ทำให้สามารถทนต่อสภาวะรีดิวซ์อย่างอ่อน สภาวะเป็นกลาง สภาวะออกซิไดซ์ที่รุนแรง รวมทั้งอุณหภูมิสูงได้ (Parr et al., 1985; Wang and Fenton, 1996) Kasemo (1983) พบว่า เมื่อให้ไททาเนียมสัมผัสกับอากาศในเวลาเป็นมิลลิวินาที จะเกิดชั้นออกไซด์หนาประมาณ 10 อังสตรอม และเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็นนาที ชั้นออกไซด์ดังกล่าวจะหนาขึ้นถึง 100 อังสตรอม ชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้นนี้ทำให้โลหะไททาเนียมมีสมบัติเฉื่อยต่อการเกิดปฏิกิริยา จึงมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดี ที่สภาวะปกติ พบว่า อัตราการละลายตัวของไททาเนียมไดออกไซด์มี ค่าน้อยมาก โดยจะพบการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยที่ผิวของโลหะไททาเนียมเมื่อเวลาผ่านไป นอกจากนี้ พบว่า ชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้นสามารถซ่อมแซมตัวเองได้เมื่อถูกทำลาย โดยการซ่อมแซมจะเกิดขึ้นทันทีเมื่อชั้นออกไซด์ได้รับความเสียหาย (Parr et al., 1985; Wang and Fenton, 1996) และเนื่องจากชั้นออกไซด์มีสมบัติไม่ยอมให้สารซึมผ่านได้ ดังนั้นเมื่อเกิดชั้นออกไซด์ขึ้น ออกซิเจนจากภายนอกจึงไม่สามารถผ่านเข้าไปสัมผัสกับโลหะไททาเนียมเกิดเป็นชั้นออกไซด์ได้อีก ผลก็คือ เมื่อชั้นออกไซด์ถูกสร้างได้ความหนาในระดับหนึ่งก็จะหยุดการสร้าง

โดยทันที ซึ่งองค์ประกอบ โครงสร้าง ความหนาของชั้นนอกไซโตที่เพิ่มขึ้น ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง ได้แก่ วิธีการขึ้นรูป ความหนาของผิว ชนิดของสารหล่อเย็นขณะขึ้นรูป และขั้นตอนการทำให้ปราศจากเชื้อ และชั้นนอกไซโตดังกล่าวยังมีสมบัติที่ยอมให้ของเหลว ไบรติน รวมทั้งเนื้อเยื่ออ่อนและเนื้อเยื่อแข็งภายในร่างกายเข้ามาสัมผัสและยึดติดกับพื้นผิวได้โดยตรง จึงมีประโยชน์ในทางทันตกรรมรากเทียม

จากสมบัติหลายประการที่ได้กล่าวมาทำให้โลหะไททาเนียมมีความเหมาะสม และถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างมากมาโดยเฉพาะทันตกรรมรากเทียม รวมทั้งพื้นปลอมติดแน่นและพื้นปลอมถอดได้ อย่างไรก็ตาม ต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับสมบัติบางประการของไททาเนียม เช่น อินเวสต์เมนต์สำหรับการหล่อขึ้นงานที่เหมาะสม การยึดระหว่างไททาเนียมกับพอร์สเลน การควบคุมการตอบสนองทางชีววิทยาของโลหะ (biological response) รวมทั้งกลสมบัติและสมบัติทางกายภาพบางประการ เช่น ความต้านทานต่อการสึก ซึ่งจะนำไปสู่ความก้าวหน้าของการใช้งานโลหะไททาเนียมเพิ่มขึ้นในอนาคต (Lautenschlager and Monaghan, 1993)

ไททาเนียมสำหรับพื้นปลอมถอดได้

ไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียม ถูกนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับพื้นปลอมบางส่วนถอดได้เนื่องจากมีสมบัติที่เหมาะสมหลายประการตามที่ได้กล่าวไปแล้ว ความแตกต่างที่สำคัญระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ซึ่งถือเป็นข้อได้เปรียบของโลหะไททาเนียม ได้แก่ ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นหรือความแข็งตึง (Thomas, Lechner and Mori, 1997) ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นของไททาเนียม (100-114 จิกกะปาสคาล) มีค่าน้อยกว่าค่ามอดุลัสยืดหยุ่นของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง (218-240 จิกกะปาสคาล) (Togaya et al., 1992; Lautenschlager and Monaghan, 1993; McCracken, 1999; Craig and power, 2002; Bonollo et al., 2003) ดังนั้น ตะขอพื้นปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมที่มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าจึงมีความสามารถในการคืนตัวสูงกว่า ทำให้เกิดแรงจัดต่อฟันหลักน้อยกว่า และสามารถจับปริมาณความคอดได้มากกว่า (Bridgeman et al., 1997) ส่วนตะขอพื้นปลอมที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่า จะมีความสามารถในการติดตัวต่ำกว่า ดังนั้น อาจต้องทำตะขอให้มีความยาวมากกว่าหรือบางกว่าเมื่อเทียบกับตะขอที่ทำจากไททาเนียมเพื่อให้มีความยืดหยุ่นเพียงพอ Bates (1963, 1965) แนะนำว่า ตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ควรใช้ปริมาณความคอดเท่ากับ 0.25 มิลลิเมตร และควรมีความยาวแกนตะขอเท่ากับ 15 มิลลิเมตร จึงจะมีความยืดหยุ่นเพียงพอ ซึ่งในทางปฏิบัติฟันบางซี่ เช่น ฟันกรามน้อยที่ไม่

สามารถทำตะขอให้มีความยาวของแขนตะขอดังกล่าวได้ จะทำให้เกิดแรงงัดบริเวณพื้นหลักเพิ่มขึ้น Yuasa และคณะ (1990) พบว่า พันagramน้อยที่มีความยาว 8 มิลลิเมตร เมื่อใช้ตะขอรูปครึ่งวงกลม (half-round shape) ขนาด 1 มิลลิเมตร โดยมีความกว้างของโคนตะขอและปลายตะขอเท่ากับ 1.2 และ 0.9 มิลลิเมตรตามลำดับ จะต้องใช้แรงในการถอดตะขอออกจากพื้นหลักเท่ากับ 150 นิวตันหรือประมาณ 15 กิโลกรัม

อย่างไรก็ดี ได้มีผู้ศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับประสิทธิภาพของตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม Vallittu และ Kokkonen (1995) ได้เปรียบเทียบความต้านทานต่อการล้า (fatigue resistance) ของตะขอที่ทำจากโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมทองชนิดที่ 4 พบว่า ตะขอโลหะทั้ง 4 ชนิดมีความต้านทานต่อการล้าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเรียงตามลำดับจากมากไปน้อย ได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะผสมทองชนิดที่ 4 โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และไททาเนียมบริสุทธิ์ นอกจากนี้ยังพบว่า การกระตุ้นตะขอด้วยการดัดประมาณ 0.5 มิลลิเมตร จะทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และโลหะผสมทองชนิดที่ 4 เพิ่มขึ้นได้ตั้งแต่ร้อยละ 43.56-164.50 แต่ทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมลดลงร้อยละ 18.29 และ 53.67 เขาจึงแนะนำว่า ควรหลีกเลี่ยงการดัดตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม Bridgeman และคณะ (1997) พบว่า ถ้าใช้ปริมาณความคอดน้อย (0.25 มิลลิเมตร) ทำให้การยึดอยู่ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไม่แตกต่างกัน เมื่อใช้งานเป็นระยะเวลา 3 ปี แต่ถ้าใช้ปริมาณความคอดมาก (0.75 มิลลิเมตร) ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V จะมีการสูญเสียการยึดอยู่ของตะขอน้อยกว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม Rodrigues และคณะ (2002) ได้เปรียบเทียบแรงยึดของตะขอที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์ 1 ชนิด และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม 2 ชนิด เมื่อใช้งานเป็นระยะเวลา 5 ปี พบว่า ที่ปริมาณความคอดเดียวกัน ไม่มีความแตกต่างระหว่างแรงยึดของตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมทั้ง 2 ชนิด แต่มีความแตกต่างระหว่างแรงยึดของตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและไททาเนียมบริสุทธิ์ นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบที่ปริมาณความคอดที่แตกต่างกัน คือ 0.25 และ 0.5 มิลลิเมตรตามลำดับ พบว่า ปริมาณความคอดที่ต่างกัน ไม่ทำให้เกิดความแตกต่างของแรงยึดของตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม แต่ทำให้เกิดความแตกต่างของแรงยึดของตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เขาจึงสรุปว่า ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมสามารถคงสภาพการยึดอยู่ของตะขอได้ดีกว่า แต่จะมีแรงยึดอยู่ของตะขอน้อยกว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม Afzali, Maric and Fenton (1995)

พบว่า ตะขอกที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 มีความสามารถในการคืนตัวอยู่ระหว่างตะขอลวด นิกเกิล-โครเมียม และตะขอลโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

นอกจากนี้ จากสมบัติของไททาเนียมที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าและน้ำหนักเบากว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง ถือเป็นข้อดีคือ ทำให้ฟันปลอมมีน้ำหนักเบา Mori และคณะ (1997) พบว่า โครงโลหะที่ทำจากไททาเนียมมีน้ำหนักเบากว่าโครงโลหะที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมแบบเดียวกันประมาณ 1.3-1.9 กรัม และความแตกต่างของน้ำหนักจะเพิ่มมากขึ้นเมื่อปริมาตรของโครงโลหะเพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะในฟันปลอมบน อย่างไรก็ตาม แม้ว่าโลหะจะมีน้ำหนักเบา แต่จากสมบัติของโลหะที่มีความแข็งดั่งตำ มีความยืดหยุ่นสูง ทำให้ห้องปฏิบัติการมักต้องเพิ่มความหนาของส่วนโยงหลักเพื่อลดการบิดตัว ทำให้ฟันปลอมมีความหนาเพิ่มขึ้น อาจเป็นสาเหตุให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบาย และรู้สึกว่าฟันปลอมหนาและคับในช่วงแรกมากกว่าฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Au et al., 2000)

มีผู้ได้ศึกษาสมบัติด้านความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมไว้จำนวนมาก Wang และ Li (1998) พบว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์ที่ใช้ทำฟันปลอมติดแน่นและฟันปลอมถอดได้ไม่มีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของยีน (mutagenic) และพบว่า ไม่มีองค์ประกอบใดๆ จากโลหะดังกล่าวที่มีผลทำให้เกิดการสลายตัวของเซลล์สร้างเส้นใยของหนู (mouse fibroblast) ในหลอดทดลอง นอกจากนี้ ยังมีความเสี่ยงต่อการเป็นพิษต่อเซลล์น้อยมากเมื่อเทียบกับโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม Sedarat และคณะ (2001) ได้ประเมินการสลายตัว (biodegradation) ของไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ใน 96 วัน พบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีอัตราการละลายตัวของไททาเนียมไอออนเฉลี่ยประมาณ 16 ± 5 นาโนกรัม-ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อวัน อะลูมิเนียมไอออนเท่ากับ 9 ± 5 นาโนกรัม-ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อวัน โดยไอออนโลหะทั้งสองเริ่มมีการละลายตัวตั้งแต่วันที่ 3 ส่วนวานาเดียมไอออนมีอัตราการละลายตัวเพียง 0.15 ± 0.18 นาโนกรัม-ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อวัน โดยเริ่มมีการละลายตัวตั้งแต่วันที่ 6 และพบว่า โลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ไม่มีการละลายตัวของอะลูมิเนียมและวานาเดียมไอออน โดยมีการอัตราการละลายตัวของไททาเนียมไอออนเท่ากับ 6.5 นาโนกรัม-ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อวัน จึงได้สรุปว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์มีความเสี่ยงที่จะทำให้เกิดผลทั้งเฉพาะที่และทางระบบต่อร่างกายน้อยกว่าโลหะผสมไททาเนียม

จากสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและความเฉื่อยต่อการเกิดปฏิกิริยา ทำให้ไททาเนียมถูกนำมาใช้เป็นโลหะทางเลือก (alternative metals) สำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ โดย Latta และ McDougal (1993) ได้รายงานการรักษาผู้ป่วยหญิงอายุ 61 ปี ที่เคยมีประวัติการแพ้ นิกเกิล โดยได้ทำการใส่ฟันปลอมทั้งปากในขากรรไกรบนและฟันปลอม

บางส่วนถอดได้ในซากกรรไกรล่างที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมให้กับผู้ป่วย จากนั้นติดตามผลเป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง 72 ชั่วโมง 1 สัปดาห์ และ 1 เดือน พบว่า ผู้ป่วยสามารถใช้งานฟันปลอมดังกล่าวได้โดยไม่เกิดปฏิกิริยาอันไม่พึงประสงค์หรือปฏิกิริยาการแพ้โลหะดังกล่าว เขาจึงได้แนะนำฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียม เพื่อเป็นทางเลือกสำหรับผู้ป่วยที่แพ้ निकเกิด Kononen และคณะ (1995) ได้รายงานการวางแผนการรักษาผู้ป่วยชาย ซึ่งมีประวัติการแพ้โลหะโคบอลต์ ในขั้นแรกผู้ป่วยได้รับการรักษาโดยการใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม พบว่า ผู้ป่วยมีอาการเจ็บ ปวดแสบปวดร้อนบริเวณเยื่อเมือกด้านริมฝีปาก มีอาการปากแห้ง คอแห้ง และมีตุ่มน้ำ (vesicle) เกิดขึ้นบริเวณเพดาน โดยอาการดังกล่าวจะหายไปหลังจากผู้ป่วยถอดฟันปลอมออก เขาจึงได้นำฟันปลอมดังกล่าวมาชุบทองและกำจัดส่วนของฟันปลอมที่เป็นอะคริลิกออกและให้ผู้ป่วยใส่ฟันปลอมตามเดิม พบว่า อาการแพ้ดังกล่าวหายไป จากนั้น 1 ปีต่อมาจึงเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจ พบว่า ทองที่ชุบมีการสึกไปทำให้ผู้ป่วยเกิดอาการแพ้ขึ้นอีก จึงได้ทำการรักษาโดยเปลี่ยนฟันปลอมให้กับผู้ป่วยเป็นฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 (ASTM grade II commercially pure titanium) พบว่า ผู้ป่วยไม่มีอาการแพ้เกิดขึ้นหลังจากใส่ฟันปลอมเป็นเวลา 1 สัปดาห์ และไม่พบปัญหาใดๆ หลังจากใส่ฟันปลอมเป็นเวลา 2 ปี โดยฟันปลอมที่ใส่ยังคงมีความแม่นยำและมีการยึดอยู่ที่ดี รวมทั้งสภาพของเยื่อเมือกช่องปากและอวัยวะปริทันต์ยังคงอยู่ในสภาพดี เขาจึงได้เสนอว่า โลหะไททาเนียมเป็นวัสดุที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่นๆ

การหล่อแบบ(casting) และวัสดุทำแม่พิมพ์(mold material) สำหรับโลหะไททาเนียม

แม้ว่าสมบัติบางประการของไททาเนียม เช่น การมีจุดหลอมเหลวสูง (1,700 องศาเซลเซียส) ความหนาแน่นต่ำ และสามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้อย่างรวดเร็ว ทำให้การหล่อแบบของโลหะไททาเนียมทำได้ยาก แต่จากการพัฒนาของเทคโนโลยีการหล่อแบบตลอดระยะเวลาที่ผ่านมาทำให้สามารถเอาชนะปัญหาดังกล่าวได้ (Okabe and Hero,1995) ในปัจจุบัน การขึ้นรูปโลหะไททาเนียมสำหรับฟันปลอมถอดได้ รวมทั้งฟันปลอมติดแน่นสามารถทำได้หลายวิธี แต่ในทางปฏิบัติพบว่า การหล่อแบบขึ้นงานเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุด ซึ่งโดยทั่วไปเครื่องหล่อแบบสำหรับโลหะไททาเนียมสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ระบบ ได้แก่

1. ระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (centrifugal casting type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางแนวนอนหรือแนวตั้งร่วมกับการหลอมภายใต้ก๊าซเฉื่อย (Inert gas arc-melting with vertical or horizontal centrifugal casting machine) ซึ่งเป็นระบบที่ทำการหลอมโลหะด้วยกระแสไฟฟ้าภายใต้สุญญากาศหรือก๊าซเฉื่อย และใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางเพื่อเหวี่ยงโลหะเข้าสู่เบ้าเพื่อขึ้นรูป ตัวอย่างของเครื่องหล่อแบบระบบนี้ ได้แก่ Titaniumer-VF (Ohara,Japan), Ticast Super R (Selec, Japan), Tycast3000 (Tom Yoshida, Japan)

2. ระบบที่ใช้แรงดันก๊าซหรือแรงดูด (gas pressure / suction type) สามารถแบ่งย่อยได้เป็น 2 ชนิด คือ

2.1 ชนิดที่มี 2 ห้อง (two-chamber type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงดันก๊าซร่วมกับการหลอมภายใต้ก๊าซเฉื่อย (Inert gas arc-melting / gas pressure casting machine) ระบบนี้ประกอบด้วย 2 ห้องแยกจากกัน โดยห้องที่อยู่ด้านบนเป็นห้องสำหรับหลอมเหลว โลหะจะถูกหลอมด้วยกระแสไฟฟ้าภายใต้บรรยากาศเฉื่อยเช่น ก๊าซอาร์กอน จากนั้นโลหะที่หลอมเหลวจะถูกผลักดันลงสู่ห้องล่างซึ่งเป็นห้องสำหรับขึ้นรูปด้วยแรงโน้มถ่วงและแรงดันก๊าซเฉื่อย ตัวอย่างของเครื่องในระบบนี้ ได้แก่ Castmatic (Yoshida, Japan)

2.2 ชนิดที่มีห้องเดียว (one-chamber type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงดันก๊าซร่วมกับการหลอมโดยการเหนี่ยวนำไฟฟ้าความถี่สูง (High-frequency induction-melting / gas pressure casting machine) เป็นระบบที่มีเพียง 1 ห้อง ซึ่งทำหน้าที่ทั้งหลอมและขึ้นรูปโลหะ โดยใช้กระบวนการเหนี่ยวนำไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนเพื่อหลอมโลหะ และใช้แรงดันก๊าซในการขึ้นรูป ตัวอย่างของเครื่องระบบนี้ ได้แก่ Cyclarc (Morita, Japan)

3. ระบบผสม (mixed-type) เป็นระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางร่วมกับแรงดันก๊าซ ตัวอย่างของเครื่องในระบบนี้ ได้แก่ Valcan-T (Shofu, Japan) (Wang and Fenton,1996; Tani,1995)

ตารางที่ 8 แสดงเครื่องหล่อแบบไททาเนียมที่มีจำหน่ายในประเทศญี่ปุ่น

BRAND	TYPE OF CASTING	SELLER
Titaniumer – VF	Centrifugal	Ohara
Ticast Super R	Centrifugal	Selec
Tycast 3000	Centrifugal	Tom Yoshida
Castmatic	Pressure differential	Yoshida
Cyclarc	Pressure differential	Morita
Arvatoron	Pressure differential	Asahi Roentogen
Autoclast HC – III	Pressure differential	GC
Mycast	Pressure differential	U – WA TECH
Valcan - T	Centrifugal + Pressure differential	Shofu

(ที่มา : Tani Y, The third international symposium on titanium in dentistry 1995:3.)

Takahashi, Zhang และ Okazaki (1993) ได้ศึกษาความสามารถในการหล่อแบบ (castability) ของไททาเนียมบริสุทธิ์โดยใช้เครื่องหล่อแบบ 3 ชนิด ได้แก่ ชนิดที่ใช้แรงดันก๊าซแบบ 2 ห้อง (pressure type with two chamber) ชนิดที่ใช้แรงดันก๊าซแบบห้องเดียว (pressure type with one chamber) และชนิดที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง พบว่า ชนิดที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางมีความสามารถในการหล่อแบบดีที่สุด Wang และ Boyle (1993) ได้วิเคราะห์ภาพถ่ายรังสีของชิ้นงานฟันปลอมโลหะไททาเนียมที่ขึ้นรูปด้วยวิธีต่างๆ พบว่า วิธีที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางให้ผลดีที่สุด ส่วนวิธีที่ใช้แรงดันก๊าซทั้ง 2 วิธีให้ผลใกล้เคียงกัน

Yamauchi, Sakai และ Kawano (1988) แนะนำว่า โครงโลหะสำหรับฟันปลอมบางส่วน ถอดได้และฟันปลอมทั้งปากที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ควรมีความหนา 0.7 มิลลิเมตร ซึ่งหนากว่าความหนาปกติของโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม คือ 0.35 มิลลิเมตร เนื่องจากจะทำให้สามารถหล่อโลหะได้ง่ายกว่า ดังนั้น กระดาษขี้ผึ้ง (wax pattern) สำหรับโครงโลหะไททาเนียม จึงต้องมีความหนามากกว่า Blackman, Barghi และ Tran (1991) พบว่า การหล่อโลหะไททาเนียมสำหรับโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ โดยใช้ระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง ภายใต้บรรยากาศก๊าซอาร์กอนมีการเปลี่ยนแปลงมิติ (dimensional change) ในระนาบนอน (horizontal plane) ร้อยละ 2.6 และระนาบตั้ง (vertical plane) ร้อยละ 1.8 อย่างไรก็ตามก็ดี

การเปลี่ยนแปลงดังกล่าว มีค่าใกล้เคียงกับโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ Fenton และ Afzali (1996) ได้เปรียบเทียบความเที่ยงตรงของการหล่อแบบระหว่างโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม จากห้องปฏิบัติการ 3 แห่ง พบว่า ไททาเนียมมีความเที่ยงตรงของการหล่อแบบมากกว่า

Mori และคณะ (1997) ได้ศึกษาขั้นตอนทางห้องปฏิบัติการในการหล่อโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้และฟันปลอมทั้งปาก พบว่า โครงโลหะไททาเนียมมีอัตราความสำเร็จของการหล่อเท่ากับร้อยละ 60 ในขณะที่โครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีอัตราความสำเร็จสูงถึงร้อยละ 100 เนื่องจากไม่พบความผิดปกติทางภาพถ่ายรังสี อย่างไรก็ตาม เขาได้สรุปว่าอัตราความสำเร็จของการเหวี่ยงโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่มีค่าสูง อาจเกิดเนื่องจากสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่มีความหนาแน่นสูง จึงทำให้ไม่สามารถเห็นความผิดปกติทางกายภาพจากภาพถ่ายรังสีได้ Zenelis (2000) พบว่า ชนิดของก๊าซเฉื่อยที่ใช้ในการหล่อโลหะไททาเนียมมีผลอย่างมากต่อการเกิดรูพรุน (porosity) และกลสมบัติของชิ้นงาน โดยก๊าซอาร์กอน (Ar) และฮีเลียม (He) สามารถทำให้เกิดรูพรุนจากการหล่อโลหะ ในขณะที่ก๊าซซีนอน (Xe) และคริปทอน (Kr) ไม่ทำให้เกิดรูพรุน และกำจัดความดันของก๊าซอาร์กอนและฮีเลียมลงจาก 1 บรรยากาศเป็น 0.5 บรรยากาศจะสามารถลดการเกิดรูพรุนได้อย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ การใช้ก๊าซฮีเลียมที่มีความดันที่เหมาะสมสามารถช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความเค้นแตกหัก (fracture stress) ให้กับโลหะได้

Jang, Youn และ Kim (2001) ได้เปรียบเทียบความสามารถในการหล่อแบบและความหยาบของผิว (surface roughness) ระหว่างโครงโลหะฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม พบว่า โลหะทั้ง 2 ชนิด ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ทั้งในด้านความพอเหมาะ (fit) รูพรุนจากการหล่อแบบ (porosity) และความหยาบของผิว Cecconi และคณะ (2002) ได้ประเมินภาพถ่ายรังสีของโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมเกรด 2 จำนวน 300 ชิ้นโดยตรวจสอบจำนวน ตำแหน่ง และขนาดของสิ่งแปลกปลอมที่เกิดจากก๊าซอาร์กอน (argon inclusion) พบว่า ชิ้นงานร้อยละ 97 จัดอยู่ในระดับยอมรับได้ทางเทคนิคเพื่อใช้ในทางคลินิก (technically acceptable for clinical use as cast)

นอกจากนี้ พบว่า การปักแกนค้ำรูเท (sprue) มีผลต่อความสำเร็จของการหล่อโลหะไททาเนียมด้วยเช่นกัน Baltag และคณะ (2002) พบว่า การออกแบบแกนค้ำรูเทให้มีลักษณะโค้ง (curved sprue design) จะทำให้เกิดรูพรุนจากการหล่อแบบน้อยกว่าการออกแบบแกนค้ำรูเทที่มีลักษณะตรง (conventional straight design) เช่นเดียวกับ Al-Mesmar, Morgano และ Mark (1999) ที่ได้ศึกษาการออกแบบแกนค้ำรูเท 3 ลักษณะ คือ แบบต้นไม้ (tree) แบบลูกบอล

(ball) และแบบวงกลม (circular) เพื่อใช้เหวี่ยงโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์สำหรับทำโครงโลหะ ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ พบว่า การออกแบบแกนค้ำรูปทรงแบบลูกบอล (ball-sprue design) จะทำให้ชิ้นงานที่ได้มีความสมบูรณ์มากที่สุดและไม่เกิดความบกพร่อง

สมบัติของวัสดุทำเบ้าหรืออินเวสต์เมนต์ เป็นปัจจัยสำคัญที่เป็นตัวกำหนดความสำเร็จหรือความล้มเหลวของการหล่อแบบไททาเนียม ซึ่งสมบัติที่ต้องการของวัสดุทำเบ้า ได้แก่

1. สามารถทนต่อความร้อนได้ โดยแบบหล่อยังคงมีความเสถียรและแข็งแรงที่จุดหลอมเหลวของไททาเนียม (ประมาณ $1,700^{\circ}\text{C}$)
2. มีการขยายตัวเพียงพอเพื่อชดเชยต่อการหดตัวของไททาเนียมจากการหล่อแบบ
3. มีเสถียรภาพทางเคมี (chemical stability) สามารถยับยั้งไม่ให้เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันของไททาเนียม

ในระยะแรกๆ อินเวสต์เมนต์ชนิดซิลิกา (silica-based phosphate) ได้ถูกนำมาใช้เป็นอินเวสต์เมนต์สำหรับการหล่อไททาเนียม แต่เนื่องจากจุดหลอมเหลวของซิลิกามีค่าใกล้เคียงกับจุดหลอมเหลวของไททาเนียม ซิลิกาจึงเกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมที่หลอมเหลวได้ง่าย ทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอม (irregularity) หรือชั้นแข็ง (hardened layers) บนผิวของชิ้นงานโลหะไททาเนียมด้วยเหตุนี้ เบ้าหล่อที่ทำจากซิลิกาจึงไม่เหมาะสมสำหรับการหล่อไททาเนียม ต่อมาได้มีการพัฒนาวัสดุชนิดอื่นที่สามารถทนความร้อนสูงและมีความเสถียรมากกว่าซิลิกา ได้แก่ อะลูมินา (Alumina) แมกนีเซีย (Magnesia) เซอร์โคเนีย (Zirconia) และแคลเซีย (Calcia) เพื่อมาใช้เป็นวัสดุสำหรับหล่อชิ้นงานไททาเนียม อะลูมินาเป็นอินเวสต์เมนต์ที่เกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมได้ง่ายกว่าเมื่อเทียบกับอินเวสต์เมนต์ตัวอื่น ส่วนแมกนีเซียมีข้อด้อยคือ มีเวลาก่อตัวนาน มีการขยายตัวน้อยและมักเกิดรอยแตกเมื่อได้รับความร้อน เซอร์โคเนียและแคลเซียเป็นวัสดุที่เกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมน้อยที่สุด จึงมีข้อดีคือ สามารถแกะชิ้นงานออกจากแบบหล่อได้ง่าย และได้ผิวของชิ้นงานโลหะที่มีความมันวาวสูง (high metallic luster) ดังนั้น เซอร์โคเนียและแคลเซีย จึงค่อนข้างเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นวัสดุสำหรับหล่อชิ้นงานโลหะ อย่างไรก็ตาม เซอร์โคเนียและแคลเซียยังคงมีข้อด้อยคือ มีอายุการใช้งานสั้น และระยะเวลาต่อตัวนาน (Tani, 1995) Togaya และคณะ (1985, 1992) ได้เสนอวิธีการปรับปรุงสมบัติของแมกนีเซียให้สามารถใช้งานได้ดีขึ้นโดยเติมการอะลูมินาและหรือเซอร์โคเนียลงไปเพื่อให้มีการขยายตัวมากขึ้น สามารถชดเชยต่อการหดตัวของไททาเนียมได้ดีขึ้น

ตารางที่ 9 แสดงวัสดุทำแบบหล่อสำหรับไททาเนียมที่มีจำหน่ายในประเทศไทยปัจจุบัน

BRAND	MAIN FILLERS	SELLER
Titan Super Mil2A	Alumina + Zirconia	Ohara
Titan crown Master	Alumina + Zirconia	Ohara
Titan Mold	Alumina + Zirconia	Yoshida
Titavest (CB, ME, MZ)	Alumina + Magnesia + Zirconia	Morito
Asahivest (C, D)	Magnesia	Asahi Roentogen
T – Invest	Alumina + Spodumen	SC
Selevest (CB, DM, D)	Magnesia	Selec
Rematitan	Silica	Dentaurum
CD Titan Investment	Alumina - Zirconia	Shofu

(ที่มา : Tani Y, The third international symposium on titanium in dentistry 1995: p.3.)

การขัดชิ้นงานโลหะไททาเนียมมีขั้นตอนที่ยุ่งยากซับซ้อน และต้องใช้ความระมัดระวังมากกว่าการขัดโลหะทั่วไป (Hirata et al., 2001) Russell, May และ Razzoog (1993) ได้ทดสอบขั้นตอนการขัดโลหะแบบต่างๆ 15 แบบ กับโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 ที่ผ่านการเป่าทรายด้วยผงอะลูมินาขนาด 110 ไมครอน เพื่อให้เกิดผิวที่ขรุขระ จากนั้นตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน พบว่า ขั้นตอนการขัดที่ทำให้เกิดผิวไททาเนียมที่ดีที่สุด ได้แก่ การใช้หัวกรอหินอะลูมินารูปทรงกระบอก (aluminium oxide cylindrical stone) ตามด้วยหัวขัดยางรูปล้อสีเขียว (green flexie rubber abrasive wheel) หัวขัดยางรูปล้อสีขาว (white flexie rubber abrasive wheel) หัวขัดผ้ารูปล้อและผงพัมมิส (flour of pumice on a wet rag wheel) หัวขัดสักหลาดรูปล้อและสารขัดเงา (buffing bar compound on a felt wheel) หัวขัดสักหลาดรูปล้อและรูจ (rouge on a felt wheel) และหัวขัดชามัวร์รูปล้อและรูจ (rouge on a chamois wheel) อย่างไรก็ตาม วิธีการขัดที่เหมาะสมยังมีความแตกต่างกันตามประเภทของโลหะ และคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

การใช้งานฟันปลอมถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียม

Wakabayashi และ Ai (1997) ได้ประเมินการใช้งาน และติดตามผลผู้ป่วยจำนวน 5 ราย ในระยะเวลาตั้งแต่ 6 เดือนถึง 3 ปี พบว่า ฟันปลอมสามารถทำหน้าที่ได้เป็นอย่างดีและไม่เกิดปัญหาเกี่ยวกับการใช้งาน โดยพบเพียงการเปลี่ยนสีของผิวโลหะไททาเนียมเพียงในผู้ป่วย 1 ราย และผู้ป่วยทั้งหมดมีความพึงพอใจกับฟันปลอม Thomas และคณะ (1997) ได้เปรียบเทียบการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ชนิดที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และโลหะผสมไททาเนียม โดยให้ผู้ป่วยใส่ฟันปลอมแต่ละชนิดเป็นเวลา 2 สัปดาห์ พบว่า ผู้ป่วยส่วนใหญ่รู้สึกพึงพอใจฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมมากกว่า เพราะสามารถถอดใส่ได้ง่าย ยอมรับได้ง่าย และรู้สึกว่าฟันปลอมมีความแนบสนิทมากกว่า และเมื่อศึกษาถึงอัตราการอยู่รอด (survival rate) ของฟันปลอม โดยให้ผู้ป่วยใส่ฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมต่อไปเป็นระยะเวลา 2 ปี พบว่า ฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมมีอัตราการอยู่รอดของส่วนพัก (rest) และส่วนยึด (retainers) เท่ากับร้อยละ 91 ในขณะที่ Au และคณะ (2000) ได้ประเมินอัตราความสำเร็จของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ในช่วงเวลา 1 ปีถึง 2 ปี พบว่า ในช่วงปีแรก ฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมจะมีอุบัติการณ์ของความล้มเหลวบางอย่างสูงกว่า เช่น การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะ แต่หลังจาก 2 ปี พบว่า ฟันปลอมทั้ง 2 ชนิดมีอัตราความสำเร็จไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

อย่างไรก็ตาม พบว่า การใช้งานฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมยังคงพบปัญหาอยู่ บางประการ ได้แก่ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) ของตะขอการแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะ การเปลี่ยนสีบริเวณผิวของไททาเนียม (discoloration of the titanium surface) รวมทั้งปัญหาการสึกของโลหะไททาเนียม เช่น ครอบฟันหรือซี่ฟันปลอมโลหะเหวียงซึ่งพบได้บ่อย (Ohkubo, 2002)

ตะขอฟันปลอมและส่วนโยงหลักที่ทำจากไททาเนียม สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ง่ายกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เนื่องจากมีความแข็งดิ่งต่ำกว่า โครงโลหะจึงมีโครงสร้างที่แข็งแรงน้อยกว่าและสามารถเปลี่ยนรูปตามแรงที่มากระทำได้ง่ายกว่า (Combe and Grant, 1973) Yamauchi และคณะ (1998) ได้เสนอวิธีแก้ไขว่า โครงโลหะที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ควรมีความหนา 0.7 มิลลิเมตร ซึ่งหนากว่าความหนาปกติของโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมคือ 0.35 มิลลิเมตร เพื่อช่วยลดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรและทำให้สามารถหล่อโลหะได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้ Vallittu และ Kokkonen (1995) พบว่า ตะขอโลหะไททาเนียมมีความต้านทานต่อการล้าต่ำกว่าตะขอโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม การกระตุ้นตะขอ

ด้วยการตัดจะทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอลดลง จึงควรหลีกเลี่ยงการตัดตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม

Au และคณะ (2000) พบการแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะไททาเนียมในฟันปลอม 3 ชิ้นจากฟันปลอมทั้งหมด 20 ชิ้นหลังการใช้งานเป็นเวลา 1 ปี โดยไม่พบปัญหาดังกล่าวในฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจำนวน 29 ชิ้น และได้เสนอว่าการแยกตัวของฐานฟันปลอมออกจากโครงโลหะเกิดจากสมบัติของไททาเนียมที่มีความยืดหยุ่นสูงทำให้เกิดความล้มเหลวของฟันปลอมดังกล่าว การแก้ไขปัญหานอกจากการเพิ่มการยึดอยู่เชิงกล Ohkubo และคณะ (2000) เสนอให้ใช้ไพรเมอร์สำหรับโลหะร่วมกับสารบอนด์ ซึ่งสามารถช่วยเพิ่มแรงยึดเหนี่ยวระหว่างฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกกับโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ได้อย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งมีค่ามากน้อยแตกต่างกันตามไพรเมอร์แต่ละชนิด นอกจากนี้ Yanagida, Matsumura และ Atsuta (2001) ได้ศึกษาแรงยึดเหนี่ยวระหว่างเรซินคอมโพสิตและโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb เมื่อใช้เทคนิคการปรับสภาพผิว (surface modification technique) และใช้สารปรับสภาพผิวโลหะ (metal conditioners) พบว่า วิธีที่ให้แรงยึดเหนี่ยวมากที่สุด ได้แก่ เทคนิคการปรับสภาพผิวด้วยระบบซิลอค (Siloc system) รองลงมาคือการใช้สารปรับสภาพผิวโลหะ cesead II opaque primer และ Alloy primer ตามลำดับ

โครงโลหะที่ทำจากไททาเนียมบางชิ้นสามารถเกิดการเปลี่ยนสีบริเวณผิวได้ โดย Sutton และ Rogers (2001) ได้รายงานการเปลี่ยนสีบริเวณผิวของโลหะไททาเนียมที่ใช้ทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้บนและล่างให้แก่ผู้ป่วย ซึ่งส่วนโครงโลหะทำจากโลหะผสมTi-6Al-4V และที่ฟันปลอมด้านบดเคี้ยวทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1 โดยพบว่า หลังใส่ฟันปลอม ผู้ป่วยรู้สึกว่าได้รับรสโลหะ (metallic taste) และหนึ่งสัปดาห์ต่อมาบริเวณผิวของโครงโลหะเกิดการเปลี่ยนสีเป็นสีน้ำตาลเข้มปานกลาง ในขณะที่บริเวณที่ฟันปลอมไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงใดๆ หลังจากการขัดผิวโลหะดังกล่าวออกก็พบการเปลี่ยนสีอีกเช่นเดิม ซึ่งการเปลี่ยนสีของโลหะดังกล่าวส่งผลต่อความสวยงามของฟันปลอม โดยกลไกที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีดังกล่าวยังไม่ทราบแน่ชัดและยังมีการศึกษากันอยู่ นอกจากนี้ Wakabayashi และ Ai (1997) ได้ประเมินการใช้งานและติดตามผลผู้ป่วยที่ใส่ฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมจำนวน 5 ราย พบการเปลี่ยนสีบริเวณผิวของโลหะจำนวน 1 ราย

ปัญหาการสึกของโลหะไททาเนียมเป็นปัญหาที่สำคัญปัญหาหนึ่ง เนื่องจากการสึกของวัสดุบูรณะในช่องปากมีผลเสียคือทำให้เกิดการสูญเสียมิติในแนวดิ่ง สูญเสียเสถียรภาพของการสบฟัน สูญเสียการสบฟันในศูนย์ และยังทำให้เกิดสิ่งกีดขวางการสบฟันตามมา (Ivanhoe and Vaught, 1987) ดังนั้นความต้านทานต่อการสึกของวัสดุจึงมีความสำคัญ เพราะวัสดุที่มีความ

ด้านทานต่อการสึกที่ จะช่วยให้การสลับฟันที่มีเสถียรภาพสามารถคงอยู่ในช่องปากได้เป็นเวลานาน ซึ่งในอุดมคติ อัตราการสึกของวัสดุบูรณะช่องปากควรมีค่าใกล้เคียงกับอัตราการสึกของเคลือบฟัน (Ohkubo et al., 2002) พบว่า ซีฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์มีการสึกมากกว่าซีฟันปลอมโลหะทั่วไป (Kabe, 1998) โดยการสึกจะเกิดอย่างมากเมื่อคู่สับเป็นโลหะชนิดเดียวกัน โดยเฉพาะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 3 (Shimura et al., 2001) Ohkubo และคณะ (2002) ได้ศึกษาความต้านทานต่อการสึกของซีฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 3 (grade 3 alpha-titanium) โลหะผสมไททาเนียมรูปแบบเบต้า (metastable beta alloys) 3 ชนิด ได้แก่ Ti-15 Mo-2.8Nb-0.2 Si, Ti-13Nb-13Zr และ Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al และโลหะผสมไททาเนียมรูปแบบแอลฟาและเบต้า (alpha-beta alloys) 2 ชนิด ได้แก่ Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb เทียบกับซีฟันปลอมโลหะผสมทองชนิดที่ 4 การศึกษาได้ออกแบบการทดสอบการสึกให้อยู่ในลักษณะการสึกเกิดจาก 2 องค์ประกอบ (two-body wear testing) โดยยึดซีฟันปลอมตัวอย่างบนและล่างซึ่งทำจากโลหะชนิดเดียวกันเข้ากับเครื่องทดสอบการสึก ที่จำลองการเคลื่อนที่ของชิ้นตัวอย่างคล้ายกับการเคี้ยวและใช้แรงทดสอบขนาด 5 กิโลกรัม ที่ความเร็วรอบเท่ากับ 60 รอบต่อนาที จำนวน 50,000 รอบ จากนั้นจึงประเมินการสึกของชิ้นตัวอย่างโดยวัดการสูญเสียน้ำหนัก (weight loss) เพื่อเทียบเป็นการสูญเสยปริมาตร (volume loss) ผลการศึกษา พบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-15Mo-2.8Nb-0.2 Si และ Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al มีอัตราการสึกสูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb อย่างมีนัยสำคัญ โดยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb เป็นโลหะที่มีการสึกน้อยสุดในกลุ่มโลหะไททาเนียม แต่ยังคงมีความต้านทานต่อการสึกต่ำกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4

Iijima และคณะ (2003) ได้เปรียบเทียบการสึกระหว่างไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 และเกรด 3 กับโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb โดยออกแบบให้ชิ้นตัวอย่างบนและล่างซึ่งทำจากโลหะชนิดเดียวกัน มีลักษณะเป็นทรงกระบอกปลายมนครึ่งวงกลม (tapered cylinder with a hemisphere surface contact) และลักษณะแผ่นกลม (disc) ตามลำดับ จากนั้นทดสอบความต้านทานต่อการสึกโดยกำหนดให้ชิ้นตัวอย่างทั้งสองมีการเคลื่อนที่ในแต่ละรอบ คือ ชิ้นตัวอย่างบนเคลื่อนลงมาในแนวตั้งและกดลงบนชิ้นตัวอย่างล่าง ชิ้นตัวอย่างล่างเลื่อนไถลออกจากตำแหน่งเดิมในแนวนอนเป็นระยะ 5 มิลลิเมตร ชิ้นตัวอย่างบนถูกยกขึ้นและชิ้นตัวอย่างล่างเคลื่อนกลับสู่ตำแหน่งเดิมตามลำดับ การทดสอบใช้น้ำหนักกดขนาด 0.5 กิโลกรัม ความถี่ 2 รอบต่อวินาที จำนวน 200,000 รอบ และประเมินการสึกจากการสูญเสียน้ำหนักของชิ้นตัวอย่าง ผลการศึกษาพบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีการสึกน้อยกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 และ 3 อย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่มีความแตกต่างของการสึกระหว่างไททาเนียมบริสุทธิ์ทั้งสองชนิด และเมื่อตรวจ

ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน พบว่า ผิวสีกโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีความเรียบมากกว่าผิวสีกของไททาเนียมบริสุทธิ์

เช่นเดียวกันในปี 2003 Ohkubo และคณะ ได้ศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับความต้านทานต่อการสึกของโลหะไททาเนียมหลายชนิดได้แก่ โลหะไททาเนียมที่มีทองแดงผสมอยู่ร้อยละ 3 โดยน้ำหนัก (Cp-Ti + 3.0 wt%Cu) โลหะไททาเนียมที่มีทองแดงผสมอยู่ร้อยละ 5 โดยน้ำหนัก (Cp-Ti + 5.0 wt%Cu) โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีทองแดงผสมอยู่ร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก (Ti-6Al-4V + 1.0 wt%Cu) และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีทองแดงผสมอยู่ร้อยละ 4 โดยน้ำหนัก (Ti-6Al-4V + 4.0 wt%Cu) เทียบกับไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมทอง ตามวิธีการทดสอบแบบเดียวกับที่ได้ทดสอบครั้งแรกในปี 2002 พบว่า โลหะไททาเนียมทั้ง 6 ชนิดยังคงมีการสึกมากกว่าโลหะผสมทอง ส่วนในกลุ่มไททาเนียมด้วยกัน พบว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์ที่มีทองแดงผสมและโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีทองแดงผสมจะมีความต้านทานต่อการสึกมากกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ตามลำดับ โดยพบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีทองแดงผสมอยู่ร้อยละ 4 โดยน้ำหนัก มีความต้านทานต่อการสึกดีที่สุด ซึ่งเขาได้แนะนำว่า การผสมทองแดงเข้ากับไททาเนียมหรือโลหะผสมไททาเนียมจะทำให้เกิดระบบยูเทกตอยด์ ∞ Ti/Ti₂Cu ที่ช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการสึกได้

อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันยังไม่ม้งานวิจัยใดที่ศึกษาเกี่ยวกับการสึกระหว่างโลหะไททาเนียมกับฟันธรรมชาติ การศึกษาในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบพฤติกรรมการสึก (wear behavior) ของโลหะไททาเนียม เมื่อคู่สับเป็นฟันธรรมชาติ เทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม รวมทั้งศึกษาปัจจัยบางอย่างที่มีอิทธิพลต่อการสึก ได้แก่ ความขรุขระผิว (surface roughness) และความแข็งผิว (microhardness) ของโลหะ เพื่อเป็นแนวทางให้ทันตแพทย์พิจารณา เลือกใช้โลหะที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ต่อไป

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การสึก

การสึกเป็นปรากฏการณ์ที่พบได้เสมอในทางทันตกรรม เกิดขึ้นเมื่อพื้นผิวสองพื้นผิวเคลื่อนที่เลื่อน หรือไถลผ่านกันคล้ายกับได้รับแรงกระทำ สถาบันวิศวกรรมเครื่องกลแห่งราชอาณาจักร (The Institution of Mechanical Engineers of The United Kingdom) ได้ให้นิยามของการสึกว่าเป็น “การสูญเสียวัสดุบางส่วนจากบริเวณพื้นผิวของวัตถุโดยการทำงานทางกลศาสตร์” โดยขบวนการทางกลศาสตร์นี้สามารถทำให้เกิดการสึก รวมทั้ง การถู (rubbing) การอัด (impact) การขีด (scraping) และการกร่อน (erosion) การสึกอาจเกิดขึ้นได้หลายขบวนการ เช่น การสึกจากการขัดสี (abrasive wear) การสึกจากการยึดติด (adhesive wear) การสึกจากการกัดกร่อน (corrosive wear) การสึกจากความล้าของพื้นผิว (surface fatigue wear) และการสึกชนิดอื่นๆ อีกมากมาย นอกจากนี้ การใช้ความร้อน สารเคมี หรือไฟฟ้าก็สามารถทำให้เกิดขบวนการสึกบนพื้นผิววัตถุได้เช่นกัน (Sulong and Aziz, 1990)

Stafford และ Smith (1973) กล่าวว่า ในช่องปาก (in vivo) จะพบการสัมผัส (contact) อยู่สองชนิดด้วยกัน คือ การสัมผัสชนิดพลวัต (dynamic type) ซึ่งเป็นการสัมผัสที่มีอยู่แล้วในฟันธรรมชาติ ทำให้เกิดการนำทางขณะขากรรไกรล่างเคลื่อนไถลตามระนาบเอียงของฟันบนไปทางด้านข้างและด้านหน้า (lateral and protrusive guidance) ซึ่งก็คือ การเลื่อนไถลประณภูมิ ส่วนการสัมผัสชนิดที่สอง เกิดขึ้นขณะที่ขากรรไกรล่างเคลื่อนที่ในลักษณะบานพับ และเกิดการสัมผัสหยุดในศูนย์ (centric stop contact) ซึ่งการสัมผัสชนิดนี้ ประกอบด้วย การอัดและการเลื่อนไถลในระยะ 1 มิลลิเมตร โดยการอัดไม่ได้ทำให้เกิดการสึก ดังนั้น การสึกจึงเกิดขึ้นจากการสัมผัสแบบเลื่อนไถลเป็นหลัก นอกจากนี้ การสัมผัสแบบเลื่อนไถลจะเกิดมากขณะที่ขากรรไกรล่างมีการทำงานนอกหน้าที่ (parafuction) ทำให้เกิดการสึกมากขึ้นเช่นกัน (Bloem et al., 1988)

โดยสรุปแล้วการสึกคือ การเสื่อมลงของพื้นผิววัตถุซึ่งมีสาเหตุมาจากแรงและการเคลื่อนที่ โดยขบวนการจะเกิดอาจเกิดขึ้นอย่างช้าๆ แต่สม่ำเสมอ และเกิดตลอดเวลา ซึ่งการสึกมีหลายชนิด ได้แก่ การสึกจากการกัดกร่อนหรือผุพัง (corrosive wear) การสึกจากการเกาะติดหรือการยึดติด (adhesive wear) การสึกจากการชะหรือการกัดเซาะ (erosive wear) การสึกจากการกระแทกหรือการสึกจากการเคาะ (impact wear or percussive wear) การสึกจากความล้าของพื้นผิว (surface fatigue wear) และการสึกจากการขัดสี (abrasive wear)

ปัจจัยที่ทำให้เกิดการสึกของวัสดุที่ใช้ในการบูรณะทางทันตกรรมมีมากมาย เช่น แรงและการเคลื่อนที่ของระบบบดเคี้ยว สารหล่อลื่นในช่องปาก ซึ่งเป็นผลรวมของทั้งน้ำลายและความเป็นกรด-ด่าง สิ่งแปลกปลอมในช่องปาก การอยู่ในสภาวะหรือบรรยากาศที่เอื้อให้เกิดการสึกเป็น

เวลานาน พฤติกรรมของผู้ป่วย อาหารที่รับประทาน สุขภาพช่องปาก สุดท้ายคือ ฟันผิวและ ชนิดของวัสดุที่ใช้ในการบูรณะ (Lindquist, Ogle and Davis, 1995; Khan, Morris and Fraunhofer, 1984)

การสึกจากการกัดกร่อนหรือผุพัง เป็นการสึกที่เกิดร่วมกับการขัดสี (friction) ใน สิ่งแวดล้อมที่ก่อให้เกิดการกร่อน โดยผลของการกร่อนจะทำให้เกิดแผ่นฟิล์มบางๆ (protective film) ทำหน้าที่ป้องกันฟันผิววัตถุ แต่หากแผ่นฟิล์มนี้ถูกไถลจนสึกหมดไป การกร่อนก็จะเกิดขึ้นอีก การสึกชนิดนี้มีความสำคัญมากต่อการกร่อนของโลหะผสมในช่องปาก (Bloem et al, 1988) Pugh (1973) ได้ให้คำนิยามของการสึกชนิดนี้ว่า เป็นการสึกจากสารเคมีซึ่งเป็นผลจากปฏิกิริยา ระหว่างสิ่งแวดล้อมและฟันผิวที่สิ้น ทำให้เกิดการหลุดออกของผลผลิตพลอยได้ (by product) จากปฏิกิริยานี้ การกัดกร่อนจะเกิดอย่างรวดเร็วในระยะแรกและช้าลงหรือหยุดอย่างสมบูรณ์ หลังจากมีการสร้างแผ่นฟิล์มเกาะติดบนผิวของวัตถุ (cohesive film) แต่เมื่อใดที่แผ่นฟิล์มถูก กำจัดออกไป ฟันผิววัตถุจะปรากฏและเกิดการกัดกร่อนจากสารเคมีต่อไป

Lipson (1967) กล่าวว่า สภาวะที่เอื้อให้เกิดการกัดกร่อนของวัสดุทางทันตกรรมภายใน ช่องปาก ได้แก่ แรงในการสบฟัน (neuromuscular force) ที่มากเกินไป ชนิดของแรง และการ เคี้ยวที่เร็วเกินไป ผลของการหลอ่ลื่นจากน้ำลาย คุณภาพของวัสดุที่ใช้ในช่องปาก เช่น องค์ประกอบ ความแข็ง สมบัติทางกายภาพหลังจากผสมวัสดุ การมีสิ่งแปลกปลอมในเนื้อวัสดุ ฟันผิวของวัสดุ สภาวะทางเคมีภายในช่องปากและอุณหภูมิ โดยผลของการกัดกร่อนจะต้องไม่ทำ ให้การทำหน้าที่และความสวยงามของวัสดุลดลงและไม่ก่อให้เกิดผลผลิตที่มีพิษต่อร่างกาย (Mahalick, Knap and Weit, 1971; Sulong and Aziz, 1990)

การสึกจากการเกาะติดหรือการยึดติดเป็นการสึกชนิดที่พบได้บ่อยที่สุด เกิดขึ้นเมื่อวัสดุที่มีความแข็งแรงเลื่อนไถลไปบนพื้นผิวของวัสดุชนิดอื่นหรือมีแรงกดต่อวัสดุชนิดนั้น ทำให้มีการหลุด ออกของอนุภาคเล็กๆ จากพื้นผิวที่ถูกถู (Sulong and Aziz, 1990) Bloem และคณะ (1988) ได้อธิบายถึงการสึกชนิดนี้ว่า เป็นการสึกที่เกิดขึ้นเมื่อวัตถุสองชนิดเคลื่อนที่เลื่อนไถลบนพื้นผิวซึ่ง กันและกัน ทำให้การยึดติดกันนั้นถูกทำลายไม่ใช่ที่รอยต่อระหว่างพื้นผิวเดิม แต่เป็นที่ภายในเนื้อ วัสดุนั้น ส่งผลให้มีอนุภาคบางส่วนแตกหลุดออกมาเกาะติดไปกับวัตถุอีกชิ้นที่เลื่อนไถลผ่านกัน และปรากฏการณ์นี้สามารถทำให้ลดลงได้หากมีการใช้สารหล่อลื่น โดยสรุปก็คือ เป็นการสึกที่ เกิดขึ้นขณะที่มีการเฉือนระหว่างพื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอสองพื้นผิว (Mahalick et al., 1971; Lindquist et al., 1995)

การสึกจากการชะหรือการกัดเซาะ เป็นการสึกที่เกิดขึ้นเมื่อมีอนุภาคที่เป็นของแข็งหรือ ของเหลวกระทบบนพื้นผิววัสดุ ทำให้เกิดการกัดเซาะพื้นผิวบริเวณที่อนุภาคนั้นกระทบและพื้นผิวที่

ถูกกัดเซาะนั้นจะมีความขรุขระมากกว่าการสึกที่เกิดจากการขัดสี Sarkar (1980) ได้อธิบายถึง ชนิดของการกัดเซาะทางทันตกรรม ว่ามีอยู่ 2 ชนิดด้วยกันคือ การกัดเซาะที่เกิดจากการกระทำ ของทันตแพทย์ (idiopathic erosion) โดยการขัดพื้นผิวบางส่วนของฟัน และการกัดเซาะที่เกิดจาก กลเคมี (chemicomechanical erosion) เกิดจากการกดหรือเลื่อนไถลบนพื้นผิวฟัน หรือเกิดจาก กรดหรือสารละลายที่มีค่าความเป็นกรด-ด่างต่างๆ ในช่องปาก

การสึกจากการกระแทกหรือการสึกจากการเคาะ เป็นรูปแบบของการสึกที่เกิดจากการ กระแทกซ้ำๆ ของพื้นผิวที่มีความแข็งสองพื้นผิว แตกต่างจากการสึกจากการกัดเซาะ เนื่องจากการ สึกจากการกัดเซาะจะเกิดจากการกระแทกของอนุภาคของแข็งขนาดเล็กบนพื้นผิว ในทาง ทันตกรรม การสึกจากการกระแทกสามารถเกิดขึ้นได้ขณะเคี้ยว กลืน และการกัดแน่นฟัน นั่นคือ มีการเคลื่อนที่ของฟันในขากรรไกรล่างเข้ามาใกล้กับฟันในขากรรไกรบน (Sulong and Aziz, 1990)

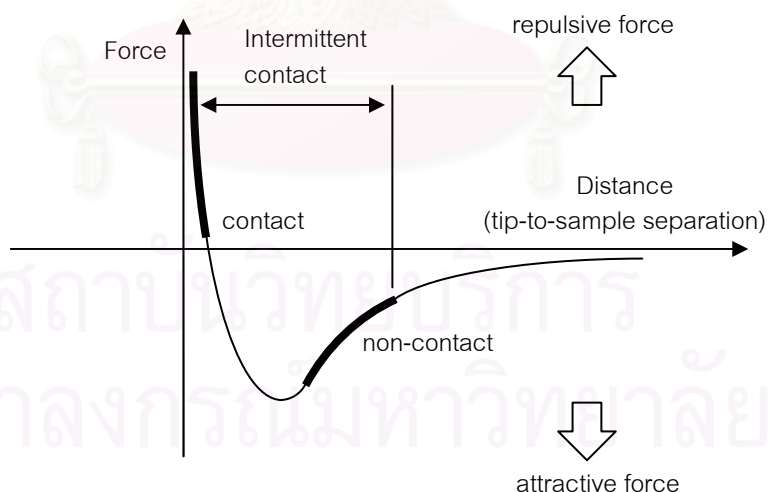
การสึกจากความล้าของพื้นผิว เป็นการสึกชนิดหนึ่งที่ทำให้เกิดการแตกหักของวัสดุเมื่อ พื้นผิวหรือเนื้อของวัสดุใต้พื้นผิวเกิดรอยร้าวและพัฒนาไปเป็นการแตกหักของพื้นผิว โดยความล้า เกิดขึ้นจากการได้รับความเค้นเป็นเวลานาน และมีความเค้นที่ปล่อยออกมา การสึกชนิดนี้เกิดขึ้น ได้มากในวัสดุที่มีกำลังรับแรงดึงน้อยกว่าหนึ่งในสามของกำลังรับแรงอัด (Bloem et al., 1998)

การสึกจากการขัดสี เป็นการสึกที่เกิดขึ้นจากพื้นผิวที่แข็งและขรุขระหรือมีอนุภาคที่แข็ง มากไถไปบนวัสดุที่มีความอ่อนนุ่มกว่า ดังนั้น พื้นผิววัสดุที่มีการสึกชนิดนี้จะมียุทธศาสตร์ที่หลุดออก มาจากการสึกอัดอยู่ที่พื้นผิวด้วย การสึกชนิดนี้มีประโยชน์ทางทันตกรรม เช่น ใช้ในการขัดวัสดุ ต่างๆ ทางทันตกรรม ใช้ในการตะไบเพื่อรักษาคลองรากฟันและหัวขัดต่างๆ สำหรับการสึกใน ช่องปากนั้นเกิดได้หลายแบบขึ้นกับตำแหน่งในการบูรณะ Asmussen (1985) ได้รายงานว่าการ บูรณะฟันคลาสที่ 3 และคลาสที่ 4 (Class III and IV restoration) จะมีสาเหตุของการสึกมาจากการ แปรงฟันด้วยยาสีฟันเป็นอันดับแรก ขณะที่การบูรณะฟันบริเวณด้านบดเคี้ยวจะมีสาเหตุของ การสึกมากจากการอัดของอาหารบนวัสดุบูรณะขณะกัดและเคี้ยวอาหาร ทำให้เกิดรอยขีดข่วนบน พื้นผิววัสดุบูรณะซึ่งเป็นสาเหตุของการสึก ส่วนการสึกที่มีสาเหตุมาจากการแปรงฟันขึ้นกับปัจจัย หลายๆ อย่างด้วยกัน ได้แก่ ชนิดของขนแปรง ลักษณะของผงขัดในยาสีฟัน รวมทั้งความแรงและ ความถี่ในการแปรงฟันของแต่ละบุคคล (Sulong and Aziz, 1990) การสึกชนิดนี้อาจแบ่งเป็น การสึกเกิดจากสององค์ประกอบ (two-body wear) คือ การสึกที่เกิดจากพื้นผิวที่มีความแข็งต่าง กันมาสัมผัสกัน ทำให้พื้นผิวที่แข็งกว่าครูดพื้นผิวที่อ่อนกว่า เกิดเป็นร่องจำนวนมากเรียงกัน และ การสึกเกิดจากสามองค์ประกอบ (three-body wear) คือ การสึกที่นอกจากจะเกิดจากพื้นผิวที่มี

ความแข็งต่างกันมาสัมผัสกันแล้วยังมีอนุภาคขนาดเล็กที่มีความแข็งแทรกอยู่ระหว่างพื้นผิวสัมผัส
นั้น

การศึกษาสภาพพื้นผิวของวัสดุโดยใช้เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกฟอรัซ (Atomic Force Microscopy; AFM)

เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกฟอรัซ เป็นเทคนิคหนึ่งในกลุ่มของกล้องจุลทรรศน์ที่ใช้ หัวตรวจในการกวาดวิเคราะห์ (Scanning Probe Microscopy; SPM) ซึ่งเป็นกลุ่มเทคนิคที่สามารถใช้ในการศึกษาสภาพพื้นผิวของวัสดุประเภทต่างๆ ได้ หลักการพื้นฐาน คือ การใช้เข็มตรวจวัดขนาดเล็กที่ทำจากซิลิคอนไนไตรด์ (silicon nitride, Si_3N_4) เคลื่อนที่กวาด (scan) ไปทั่วบริเวณต่าง ๆ ของผิววัสดุ โดยมีตัวเพียโซอิเล็กทริกสแกนเนอร์ (piezoelectric scanner) เป็นตัวควบคุม ซึ่งสภาพผิวของวัสดุที่แตกต่างกันไปจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงกับเข็มตรวจวัดแตกต่างกันไปโดยตัวคานที่มีเข็มเกาะติดอยู่จะมีการโค้งงอเกิดขึ้น ซึ่งปริมาณการโค้งงอนี้สามารถตรวจวัดได้โดยใช้โฟโตดีเทคเตอร์ (photodetector) ภาพที่ได้จะสอดคล้องตามสภาพพื้นผิวในแต่ละบริเวณที่ทำการตรวจสอบ สิ่งที่ทำให้คานที่มีเข็มเกาะอยู่เกิดการโค้งงอขึ้นก็คือ แรงกระทำระหว่างอะตอม ซึ่งอาจเป็นแรงดึงดูดหรือแรงผลักรักก็ได้ขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่างเข็มปลายแหลมกับพื้นผิว



รูปที่ 1 แสดงลักษณะของแรงกระทำระหว่างอะตอมที่เกิดขึ้นในระยะห่างระหว่างวัตถุต่างๆ กัน

เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกฟอรัซ สามารถแบ่งออกได้หลายวิธีตามลักษณะการเก็บข้อมูล อย่างไรก็ตาม ไม่ว่าจะเป็นการใช้กล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกฟอรัซในวิธีใด แรงกระทำที่เกิดขึ้นจะมีการเปลี่ยนแปลงไปตามสภาพพื้นผิว (topography) ของวัสดุ

ลักษณะในการเก็บข้อมูล

เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซ สามารถเก็บข้อมูลได้ 4 ลักษณะ (mode) คือ

1. Contact mode

เป็นการศึกษาสภาพผิวชิ้นงานโดยการขยับให้เข็มไทดัล (slide) ไปบนผิวงานซึ่งจะทำให้มีแรงผลักเกิดขึ้น เนื่องจากเข็มกับผิวงานจะอยู่ใกล้กันมาก (ประมาณ 1-2 angstrom) แรงผลักดังกล่าวนี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามสภาพผิวซึ่งจะทำให้มีการโก่งงอ (deflection) ของคานยื่น (cantilever) ที่มีเข็มยึดเกาะอยู่ที่ปลายโดยปริมาณการโก่งงอ จะเปลี่ยนแปลงสอดคล้องไปตามลักษณะของผิวงาน

อย่างไรก็ดี เทคนิคแบบ contact mode นี้มีข้อเสียคือ ในการที่จะลากให้เข็มตรวจวัดเคลื่อนที่ไทดัลข้ามไปยังบริเวณต่างๆ บนผิวงาน อาจทำให้พื้นผิววัสดุที่กำลังศึกษาต่างไปจากสภาพเดิมที่แท้จริง หรืออาจเกิดความเสียหายขึ้นแก่ผิวงานได้ ตัวอย่างเช่น ภายใต้สภาวะบรรยากาศปกติซึ่งมีอากาศและความชื้นในอากาศ อาจเกิดหยดน้ำหรือสิ่งสกปรกบนผิวงาน ซึ่งเมื่อเข็มวัดเคลื่อนที่ไปสัมผัสกับผิวที่มีชั้นบางๆ ของหยดน้ำและสิ่งสกปรกดังกล่าวจะทำให้มีแรงดึงไฟฟ้าสถิต และแรงดึงผิวดึงให้ตัวคานที่มีเข็มยึดเกาะอยู่ที่ปลายเคลื่อนที่ลงมาสัมผัสกับชั้นดังกล่าว ทำให้แรงระหว่างเข็มกับผิวงานที่เกิดขึ้นโดยรวมเปลี่ยนแปลงไป นอกจากนี้ ยังอาจทำให้ผิวงานถูกทำลาย เช่น เกิดการฉีกขาดจากการลากเข็มไปบนผิวงาน

2. Non-contact mode

เพื่อที่จะหลีกเลี่ยงปัญหาที่เกิดจาก contact mode จึงได้มีการพัฒนาเทคนิคแบบ non-contact mode ขึ้นมา โดยตัวเข็มปลายแหลมจะถูกยกขึ้นมาให้มีระยะห่างเหนือผิวงานสูงมากขึ้นคือ ประมาณ 10 ถึง 100 angstrom จึงไม่มีปัญหาเรื่องการทำลายโครงสร้างผิวงาน โดยในกรณีนี้ แรงกระทำระหว่างตัวคานที่มีเข็มปลายแหลมยึดเกาะอยู่กับผิวงานจะเป็นลักษณะแรงดึงดูดซึ่งจะเปลี่ยนแปลงไปตามภาพทรงของสภาพผิวงานเช่นเดียวกัน อย่างไรก็ตาม วิธีนี้มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความละเอียดของภาพที่เกิดขึ้น นั่นคือ แรงดึงดูดประเภทแวนเดอร์วาลส์ (Van der Waals) ที่เกิดขึ้นในกรณีนี้จะเป็นแรงที่อ่อนกว่าเมื่อเทียบกับแรงผลักที่เกิดขึ้นในกรณีของ contact mode ดังนั้นการตรวจสอบอาจจะไว (sensitive) ต่อสิ่งแปลกปลอมที่อยู่บนผิวงาน เช่น หยดน้ำที่เกาะอยู่บนผิว

3. Tapping mode

เทคนิค tapping mode เป็นเทคนิคที่รวมเอาลักษณะของการวัดทั้งในแบบของ contact mode และ non-contact mode เข้าด้วยกัน กล่าวคือ ยังคงให้มีการสัมผัสกันระหว่างเข็มกับผิวงานในระยะเวลาที่ใกล้กันมากเหมือนกับกรณีของ contact mode เพื่อให้เกิดภาพที่ชัดเจน ในขณะที่

เดียวกันก็ยังมี การสั่น หรือขยับเข้มนคลายแหลมให้เคลื่อนที่ขึ้นลงไปพร้อมๆ กับการเคลื่อนที่สแกน ไปยังบริเวณต่างๆ บนผิวงาน ดังนั้น จึงเป็นการหลีกเลี่ยงปัญหาการลากไกลเข้มนคลายแหลมซึ่งจะทำให้เกิดการทำลายสภาพของผิวงานได้ ดังที่เคยเป็นปัญหาใน contact mode

การสั่นของคานในสภาวะอิสระหรือตอนเริ่มต้น ที่ยังไม่เกิดการสัมผัสและขยับเคลื่อนที่ไป บนผิวงานจะมีแอมพลิจูดสูงเมื่อเทียบกับแอมพลิจูดที่เกิดจากการสั่นของคานเมื่อมีการแตะสัมผัส (tapping) ลงบนผิวงาน เนื่องจากในการสัมผัสกันนั้นจะมีการสูญเสียพลังงานของการสั่นทำให้แอมพลิจูดของการสั่น (oscillation amplitude) ลดลง ซึ่งค่าที่ลดลงนี้จะใช้เป็นตัววัดและบอกถึงลักษณะของสภาพพื้นผิวที่มีความสูงต่ำแตกต่างกันไป ยกตัวอย่างเช่น เมื่อเข็มตรวจวัดเคลื่อนที่ผ่านบริเวณผิวงานที่มีความนูนสูงขึ้นมา ตัวคานก็จะมีพื้นที่หรือแอมพลิจูดในการสั่นลดลง ในทางตรงกันข้ามเมื่อเข้มนคลายแหลมเคลื่อนที่ผ่านบริเวณผิวงานที่มีการยุบตัวลงหรือมีความลึกลงไป ตัวคานก็จะมีพื้นที่ในการสั่นเพิ่มขึ้นและมีแอมพลิจูดสูงขึ้น คือ เข้าใกล้แอมพลิจูดสูงสุดในสภาพที่ยังไม่มีการทำการสแกน แอมพลิจูดของการสั่นที่เปลี่ยนแปลงไปก็จะถูกวัดด้วยแอมพลิจูดดีเทคเตอร์ (amplitude detector) แล้วส่งผลเข้าไปยังตัวควบคุม ซึ่งจะทำการวัดสัญญาณพร้อมทั้งปรับระยะระหว่างผิวงาน เพื่อรักษาค่าแอมพลิจูดของการสั่นให้คงที่ต่อไปจนกว่าจะมีการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดของการสั่นตามสภาพพื้นผิวในบริเวณถัดไป

4. Force Modulation mode

สำหรับพื้นผิวของวัสดุที่มีองค์ประกอบหลายวัสดุภาค เช่นพอลิเมอร์คอมโพสิต (polymer composite) และพอลิเมอร์ผสม (polymer blends) พบว่า เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิก ฟอรัซ ในวิธีแบบ force modulation mode จะเป็นที่ยอมรับใช้มาก โดยเทคนิคนี้จะเป็นการวัดและสร้างภาพผิวของชิ้นงานที่มีความแตกต่างของความแข็งตึง (stiffness) ในแต่ละวัสดุภาคสูง โดยในกรณีนี้ ตัวเข็มจะสแกนไปในลักษณะที่มีการสั่นในแนวตั้งฉากกับผิววัสดุด้วยแอมพลิจูดเล็กน้อย แต่จะมีความเร็วในการสั่นที่สูงกว่าการเคลื่อนที่สแกนของเข็ม และเมื่อตัวเข็มถูกนำเข้ามาแตะสัมผัสกับผิว วัสดุก็จะเกิดแรงต่อต้านจากผิวของวัสดุที่เกิดจากการสั่นและทำให้ตัวคานงอ และถ้าหากว่าเราให้แรงที่ทำให้ตัวคานสั่นคงที่ พื้นผิวบริเวณที่แข็งกว่าจะทำให้เกิดการต่อต้านต่อการสั่นในแนวตั้งของตัวคานมากกว่าและทำให้ตัวคานงอมากกว่า ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดที่เกิดจากการโก่งงอ (deflection) ของตัวคาน จึงนำมาใช้วัดเปรียบเทียบความแข็งที่บริเวณต่างๆ ของผิวงาน

หลักการของวิธี tapping mode กับ force modulation mode จะคล้ายๆ กันตรงที่มีการสั่นของตัวเข็มในแนวตั้งพร้อมๆ กับการสแกนไปบนผิวชิ้นงาน อย่างไรก็ตาม ทั้งสองเทคนิคจะมีความแตกต่างกันตรงที่ ในกรณีของ force modulation mode นั้น จะมีการสั่นด้วยความเร็วสูง

กว่า (สูงกว่าความเร็วในการสแกน) และการวัดแอมพลิจูดที่เกิดจากการบิดงอของคานจะเป็นการวัดเนื่องมาจากผลของแรงต้านของการสั่นเมื่อมีการสัมผัสของเข็มกับผิวงาน ในขณะที่ tapping mode จะเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดของการสั่นของคานที่เปลี่ยนแปลงไป(ลดลง) เนื่องมาจากมีการสูญเสียพลังงานไปเมื่อมีการสัมผัสผิวงานที่มีระดับสูงต่ำแตกต่างกัน

ข้อดีของเทคนิคเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซและการประยุกต์ใช้ในการศึกษาพื้นผิวของวัสดุ

เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซจะให้ภาพที่มีความละเอียดสูงถึงระดับนาโนเมตร และให้ภาพที่มีลักษณะเป็นภาพสามมิติได้เช่นเดียวกับเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด นอกจากนี้ เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซยังสามารถใช้ในการศึกษาผิวงานของวัสดุได้ทั้งประเภทที่นำไฟฟ้าและไม่นำไฟฟ้า แต่สิ่งที่ถือได้ว่าเป็นลักษณะเด่นและข้อดีของเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซมีอยู่ 2 ประการที่สำคัญคือ ประการแรก เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซสามารถวิเคราะห์ชิ้นงานได้ในสภาพแวดล้อมที่หลากหลายเช่น ในสภาพแวดล้อมที่เป็นของเหลวหรือก๊าซ และที่อุณหภูมิสูงหรือต่ำกว่าอุณหภูมิห้องก็ได้ ซึ่งจะช่วยให้เราสามารถวิเคราะห์ภาพของผิวงานที่เป็นอยู่จริงในสภาพธรรมชาติของมันได้ ประการที่สอง เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซ สามารถใช้ในการศึกษาสภาพผิวของชิ้นงานพอลิเมอร์หรือวัสดุที่มีรอยต่อระหว่างผิว (interface) ได้ ตัวอย่างเช่น ในระบบพอลิเมอร์คอมโพสิตและพอลิเมอร์สองชั้นเชื่อมต่อกัน (polymeric joints) โดยมีขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานที่ไม่ยุ่งยากเมื่อเทียบกับเทคนิคอื่นๆ เช่น จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดหรือเทคนิคไอออนบีม (ion-beam technique) โดยในกรณีของกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซนั้น มีเงื่อนไขที่สำคัญประการเดียวในการเตรียมชิ้นงานคือ เพียงแต่ทำให้ชิ้นงานมีความเรียบแบนในระดับพอสมควรที่จะทำให้สามารถทำการสแกนเข็มไปได้ตลอดทั่วทั้งบริเวณผิว ซึ่งวัสดุประเภทดังกล่าว แต่ละวัสดุภาคจะมีความแตกต่างกันในแง่ของความแข็งเกร็ง ดังนั้น ถ้าเราใช้กล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซในแบบ force modulation mode ก็จะสามารถตรวจสอบสภาพพื้นผิวของวัสดุนั้นได้โดยไม่ต้องทำการเสริมหรือดัดแปลงให้เกิดภูมิภาคคอนทราสต์เหมือนในเทคนิคอื่นๆ เช่น เทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ซึ่งต้องนำชิ้นงานมาทำปฏิกิริยากับสารประกอบโลหะหนัก (staining agent) (จตุพร วุฒิกนกกาญจน์, 2542)

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

รูปแบบการวิจัย เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (experimental research)

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

วัสดุที่ใช้ในการทดลอง

1. โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Viron 77, Bego, Germany)
2. ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 (Grade II commercially purified titanium)
3. โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb
4. กระสวนพลาสติก (plastic pattern) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร
หนา 2 มิลลิเมตร
5. อินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (phosphate-bonded investment) (Wirovest, Bego, Germany)
6. อินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะไททาเนียมชนิดอะลูมินาและเซอร์โคเนีย (CD Titan investment, Shofu, Osaka, Japan)
7. ผงอะลูมินัมออกไซด์ (Aluminium oxide powder) ขนาด 50 ไมครอน
8. เรซินอะคริลิกชนิดบ่มเอง (Fasttray, Bosworth, Skokie, Illinois, USA)
9. ขี้ผึ้งสีชมพู (pink baseplate wax)
10. วัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลไซลอกเซนชนิดพุดตี (Polyvinylsiloxane impression material; putty type) (Silagum, DMG, Hamburg, Germany)
11. แผ่นแก้ว (glass slab)
12. ท่อพีวีซี ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.2 มิลลิเมตร

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. เครื่องเหวี่ยงโลหะไททาเนียมระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (Inert gas arc-melting/ centrifugal casting machine)
2. เครื่องเหวี่ยงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (conventional centrifugal casting machine)
3. เครื่องจำลองการสึก (wear simulator)(รายละเอียดในภาคผนวก)
4. เครื่องทำความสะอาดด้วยความถี่เหนือเสียง (Ultrasonic cleanser, Elma, Hans Schmidbauer, Germany)
5. ตู้ดูดความชื้น (Auto-Dessicator cabinet, Bel-Art Product, Pequannock, NJ)
6. เครื่องเป่าทราย (Sandblaster)(PenBlaster II, Shofu Inc, Kyoto, Japan)
7. เครื่องขัดผิววัสดุ (Polishing machine)(Imptech DPS3200, Imptech international, Sunward park, South Africa)
8. เครื่องวัดความขรุขระผิวของวัสดุ (Surface roughness tester, Talysurf Series 2, Taylor Hobson Ltd., Leicester, England)
9. เครื่องวัดความแข็งผิว (Digital microhardness tester FM-7e, Future-Tech corp., Tokyo, Japan)
10. โปรไฟล์ โปรเจคเตอร์ (Profile projector, ROI, Ram Optical Instrument)
11. เครื่องชั่งไฟฟ้าทศนิยม 4 ตำแหน่ง (Electric balance, Mettler Toledo, Switzerland)
12. เครื่องชั่งชนิดแขวน
13. ปั้มน้ำ (aquarium water pump)
14. กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Zoom Stereomicroscope, EMZ-5, Meiji Techno, Saitama, Japan)
15. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope JSM-5410LV, JEOL Ltd., Tokyo, Japan)
16. กล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ (Atomic Force Microscope)(Nanoscope III, DI (Veeco) Instrument, Santa Barbara, California, USA)

ขั้นตอนการทดลอง

ขั้นตอนการทดลองประกอบด้วย

1. การเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะ
2. การเตรียมชิ้นตัวอย่างพิน
3. การวัดความขรุขระผิวโลหะหลังการขัด (Surface roughness test)
4. การวัดความแข็งผิวโลหะ (Microhardness test)
5. การทดสอบความต้านทานต่อการสึก (Wear resistance test)

ขั้นตอนการเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะ

โลหะที่นำมาทดสอบประกอบด้วยโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียม 2 ชนิดได้แก่ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb

โลหะแต่ละชนิดจะถูกนำมาเหวี่ยงเป็นชิ้นตัวอย่างที่มีลักษณะเป็นแผ่นกลม(disc) จำนวน 4 กลุ่ม กลุ่มละ 8 ชิ้น ได้แก่

กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มควบคุม ประกอบด้วย ชิ้นตัวอย่างโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม จำนวน 6 ชิ้น

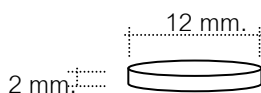
กลุ่มที่ 2 เป็นกลุ่มทดลอง ประกอบด้วย ชิ้นตัวอย่างโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด จำนวน 6 ชิ้น

กลุ่มที่ 3 เป็นกลุ่มทดลอง ประกอบด้วย ชิ้นตัวอย่างโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V จำนวน 6 ชิ้น

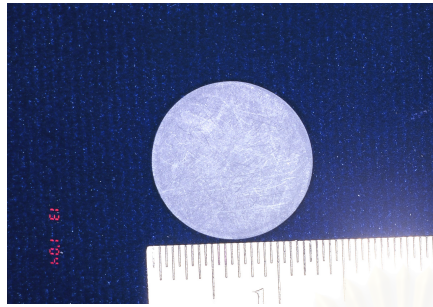
กลุ่มที่ 4 เป็นกลุ่มทดลอง ประกอบด้วย ชิ้นตัวอย่างโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb

จำนวน 6 ชิ้น

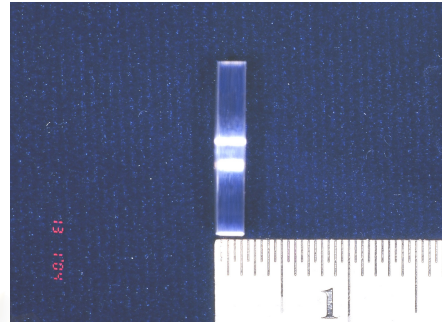
ชิ้นตัวอย่างโลหะมีลักษณะเป็นแผ่นกลม มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร และหนา 2 มิลลิเมตร (รูปที่ 2) โดยต้นแบบทำจากกระสุนพลาสติกที่มีขนาดเท่ากัน (รูปที่ 3)



รูปที่ 2 แสดงขนาดของชิ้นตัวอย่างโลหะ



ก.

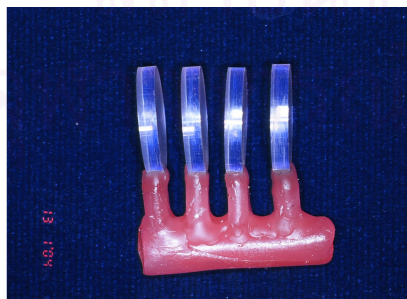


ข.

รูปที่ 3 ก. และ ข. แสดงกระสวนพลาสติก (plastic pattern) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร

การเตรียมชิ้นตัวอย่างโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

นำกระสวนพลาสติกตามรูปมาปักรูเท (sprue) (รูปที่ 4) จากนั้นนำไปลงอินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (phosphate-bonded investment) (Wirovest, Bego, Germany) (รูปที่ 5) ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต นำแบบหล่อไปเผาเพื่อไล่กระสวนพลาสติก จากนั้นจึงเหวี่ยงโลหะโดยใช้เครื่องเหวี่ยงโลหะระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (conventional centrifugal casting machine) (รูปที่ 6) หลังจากหล่อโลหะแล้วปล่อยให้ชิ้นงานเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นแยกชิ้นงานออกจากอินเวสต์เมนต์ ตัดรูเทออก นำชิ้นตัวอย่างมาเป่าทรายด้วยผงอะลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 50 ไมครอน (รูปที่ 7) ในเครื่องเป่าทราย (Sandblaster) (PenBlaster II, Shofu Inc, Kyoto, Japan)



ก.

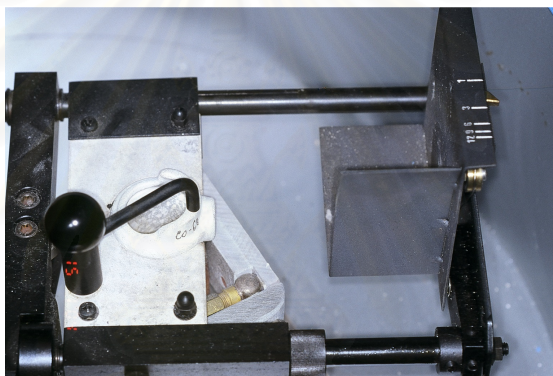


ข.

รูปที่ 4 ก. และ ข. แสดงการปักรูเท (sprue)



รูปที่ 5 แสดงอินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (phosphate-bonded investment) (Wirovest, Bego, Germany)



รูปที่ 6 แสดงเครื่องเหวี่ยงโลหะระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (conventional centrifugal casting machine)



รูปที่ 7 แสดงผงอะลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 50 ไมครอน

การเตรียมชิ้นตัวอย่างไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม

นำกระสวยพลาสติกมาปักรูท (รูปที่ 4) และลงอินเวสต์เมนต์ชนิดอะลูมินาและเซอร์โคเนีย (CD Titan investment, Shofu, Osaka, Japan) (รูปที่ 8) ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต นำแบบหล่อไปเผาเพื่อไล่กระสวยพลาสติก จากนั้นจึงเหวี่ยงโลหะโดยใช้เครื่องเหวี่ยงโลหะระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (Inert gas arc-melting / centrifugal casting machine) หลังจากหล่อโลหะแล้ว ปล่อยให้ชิ้นงานเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นแยกชิ้นงานออกจากอินเวสต์เมนต์ตัดรูเทออก นำชิ้นตัวอย่างมาเป่าทรายด้วยผงอะลูมินัมออกไซด์ ขนาด 50 ไมครอน (รูปที่ 7) ในเครื่องเป่าทราย

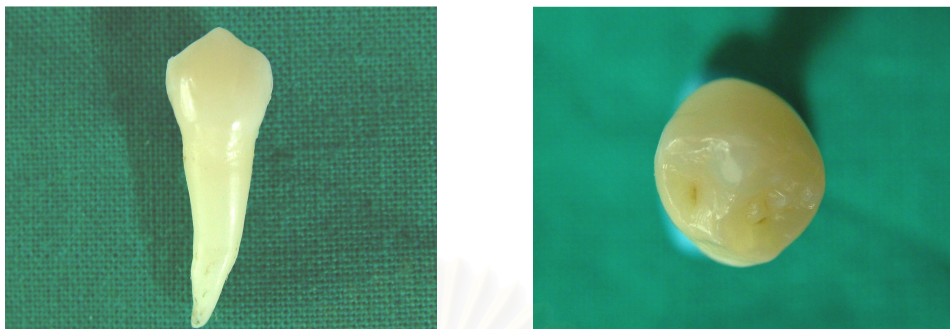


รูปที่ 8 แสดงอินเวสต์เมนต์สำหรับโลหะไททาเนียมชนิดอะลูมินาและเซอร์โคเนีย (CD Titan investment, Shofu, Osaka, Japan)

ขั้นตอนการเตรียมชิ้นตัวอย่างฟัน

ชิ้นตัวอย่างฟันเตรียมโดยนำฟันตัวอย่างมาฝังในบล็อกอะคริลิก เพื่อให้สามารถยึดกับเครื่องมือทดสอบการสึก (wear simulator)

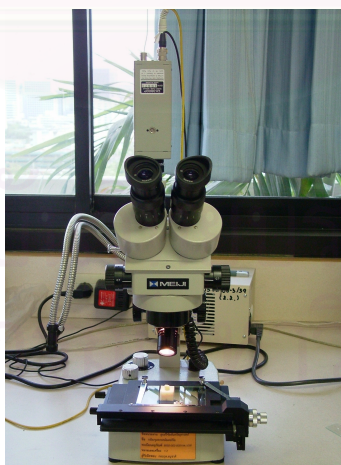
ฟันที่นำมาทดสอบเป็นฟันกรามน้อยที่ถูกถอนเนื่องจากการจัดฟัน โดยเลือกปุ่มฟันที่ไม่มีการสึก มียอดแหลม มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกัน (รูปที่ 9)



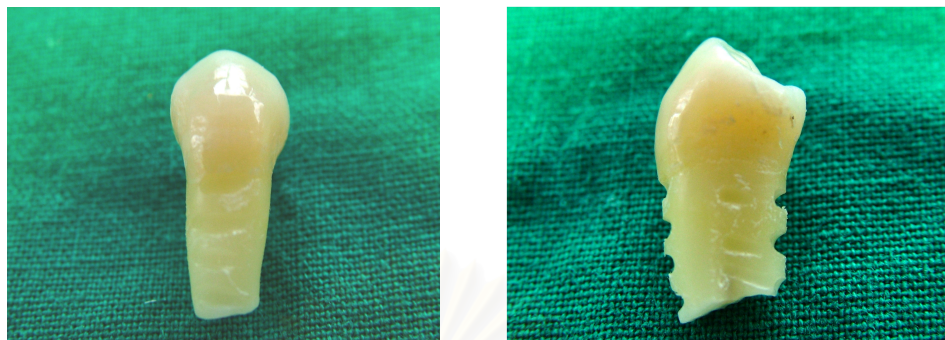
รูปที่ 9 ก. และ ข. แสดงฟันกรามน้อยที่ใช้ในการทดสอบ

สารละลายที่ใช้เก็บฟันคือ สารละลายน้ำเกลือและไทมอล ที่อุณหภูมิห้อง (Al-Hazaimeh and Gutteridge, 2001)

นำฟันที่ได้มาตรวจสอบการสึกด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Zoom Stereomicroscope, EMZ-5, Meiji Techno, Saitama, Japan) (รูปที่ 10) เมื่อตรวจสอบจนแน่ใจแล้วว่าฟันตัวอย่างแต่ละซี่ที่เก็บไม่มีการสึกของปุ่มฟัน จึงทำการบากบริเวณส่วนรากฟันและตัดส่วนปลายรากฟันออกเล็กน้อยด้วยหัวกรอกากเพชรรูปทรงกระบอก เพื่อเพิ่มแรงยึดกับเรซินอะคริลิก และป้องกันไม่ให้ส่วนรากฟันยาวเกินออกมาแบบหล่อ (รูปที่ 11)

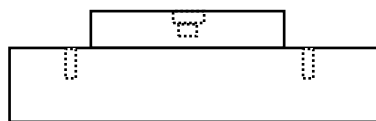


รูปที่ 10 แสดงกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Zoom Stereomicroscope, EMZ-5, Meiji Techno, Saitama, Japan)

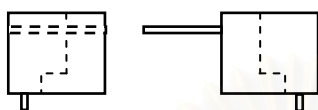


รูปที่ 11 แสดงการตัดฟันและบากบริเวณรากฟัน

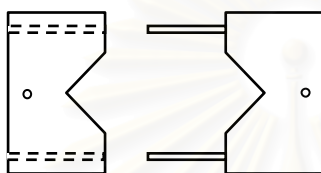
แบบหล่อสำหรับฝังฟันตัวอย่างในบล็อกอะคริลิกทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม มีลักษณะเป็นรูปลูกบาศก์ขนาด 18x18x18 มิลลิเมตร ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ส่วนบนและส่วนฐาน ส่วนบนของแบบหล่อประกอบด้วยโลหะ 2 ส่วนประกบกัน ทำให้เกิดเป็นเบ้ารูปลูกบาศก์สำหรับหล่อแบบอะคริลิก จากนั้นจึงนำไปประกบกับส่วนฐานของแบบหล่อ ส่วนฐานของแบบหล่อมักมีลักษณะเป็นทรงกระบอกซึ่งสามารถสวมได้พอดีกับส่วนบน ที่กึ่งกลางส่วนฐานของแบบหล่อจะเป็นรู มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านนอกและด้านในเท่ากับ 5 และ 3 มิลลิเมตรตามลำดับ สำหรับเป็นที่ยึดวางปุ่มฟัน เพื่อให้ปุ่มฟันอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางของแบบหล่อ ส่วนประกอบต่างๆ สามารถแยกออกจากกันได้ง่าย เพื่อความสะดวกในการแยกบล็อกอะคริลิกออกจากแบบหล่อหลังจากอะคริลิกแข็งตัวเต็มที่ (รูปที่ 12 และ 13)



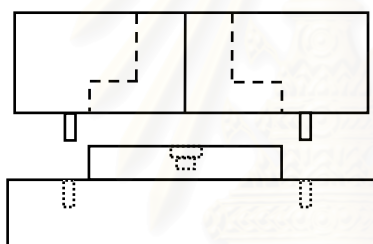
ก. แสดงส่วนฐานของแบบหล่อ
มองจากด้านข้าง



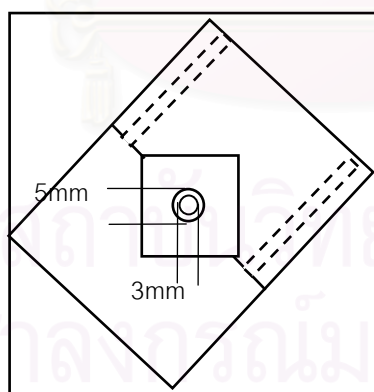
ข. แสดงส่วนบนของแบบหล่อ
มองจากด้านข้าง



ค. แสดงส่วนบนของแบบ
หล่อ มองจากด้านบน

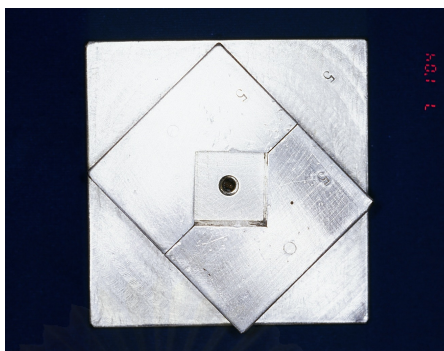


ง. แสดงส่วนฐานและ
ส่วนบนของแบบหล่อ
มองจากด้านข้าง



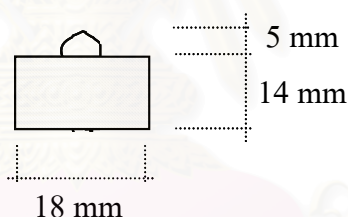
จ. แสดงส่วนฐานและ
ส่วนบนของแบบหล่อ
มองจากด้านบน

รูปที่ 12 ก.-จ. แสดงภาพวาดแบบหล่ออะคริลิกสำหรับสร้างชิ้นตัวอย่างฟัน



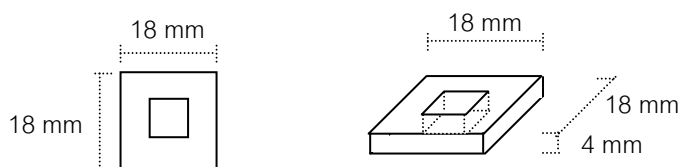
รูปที่ 13 แสดงแบบหล่ออะคริลิกสำหรับสร้างชิ้นตัวอย่างพื้น

พื้นตัวอย่างที่ผ่านการบากรากพื้นและตัดส่วนปลายรากแล้ว จะถูกนำมาฝังในบล็อกอะคริลิก โดยให้ยอดปุ่มพื้นโผล่พ้นจากอะคริลิกประมาณ 5 มิลลิเมตร และบล็อกอะคริลิกมีขนาดกว้างxยาวxสูง เท่ากับ 18x18x14 มิลลิเมตร ตามลำดับ ตามรูปที่ 14



รูปที่ 14 แสดงภาพวาดพื้นตัวอย่างในบล็อกอะคริลิกขนาด18x18x14 มิลลิเมตร

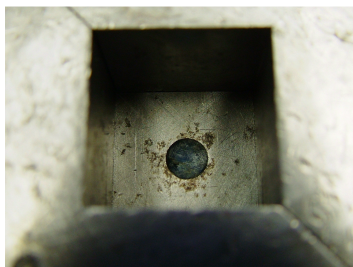
เพื่อให้ยอดปุ่มพื้นโผล่พ้นจากบล็อกอะคริลิก 5 มิลลิเมตร เท่าๆ กันทุกชิ้นตัวอย่าง ดังนั้นก่อนนำพื้นตัวอย่างมาลงบล็อกอะคริลิกจึงเตรียมแผ่นซิลิโคนที่มีความหนา 4 มิลลิเมตร เพื่อนำมาใส่ในแบบหล่อชั้นแรกก่อนเทเรซินอะคริลิกในชิ้นตัวอย่างทุกชิ้น แผ่นซิลิโคนเตรียมโดยผสมวัสดุพิมพ์ปากพอลิไวนิลไซลอคเซนชนิดพุดตี้ให้เข้ากันดี จากนั้นนำมาดัดใส่ในแบบหล่อให้เต็ม ปิดด้วยแผ่นแก้ว (glass slab) รอจนวัสดุแข็งตัว เปิดแผ่นแก้วออกและแยกแบบหล่อออกจากกัน จะได้ซิลิโคนรูปลูกบาศก์ขนาด 18x18x18 มิลลิเมตร นำมาตัดเป็นแผ่นให้มีความหนา 4 มิลลิเมตร เจาะตรงกลางให้มีขนาดกว้างพอ เพื่อเป็นที่อยู่ของยอดปุ่มพื้น ตามรูปที่ 15



รูปที่ 15 แสดงภาพวาดแผ่นซิลิโคนเจาะรูขนาด 18 x18 x 3 มิลลิเมตร

จากนั้นนำฟันตัวอย่างที่เตรียมมาวางในแบบหล่อ โดยวางตำแหน่งของฟันให้ยอดปุ่มฟัน (cusp tip) อยู่บริเวณกึ่งกลางรูของส่วนฐานของแบบหล่อ ยอดปุ่มฟันจะโผล่ฟันออกมาจากส่วนเบ้าประมาณ 1 มิลลิเมตร ยึดปุ่มฟันให้อยู่ในรูด้วยซีฟิ่ง (รูปที่16) นำแผ่นซิลิโคนเจาะรูมาวางในแบบหล่อและกดให้แนบกับส่วนฐาน ใช้เครื่องมือแต่งซีฟิ่งหยอดซีฟิ่งสีชมพูที่หลอมเหลวลงไปเพื่อปิดช่องว่างระหว่างฟันและแผ่นซิลิโคน แต่งซีฟิ่งให้เรียบและอยู่ในระดับเดียวกับแผ่นซิลิโคน (รูปที่17) (ดังนั้นส่วนของยอดปุ่มฟันที่โผล่ฟันออกมาจากส่วนเบ้า 1 มิลลิเมตร เมื่อรวมกันส่วนของปุ่มฟันที่อยู่ในแผ่นซิลิโคน 4 มิลลิเมตร ทำให้เมื่อเทเรซินอะคริลิกลงไปแบบหล่อแล้วเรซินอะคริลิก จะอยู่ต่ำกว่ายอดปุ่มฟัน 5 มิลลิเมตร เท่าๆ กันทุกชิ้นตัวอย่าง) ทาวาสลินให้ทั่วแบบหล่อ ยกเว้นบริเวณฟัน ผสมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มเองส่วนผงเข้ากับมอนอเมอร์ ให้มีลักษณะค่อนข้างเหลวและไม่มีฟองอากาศ เทส่วนผสมที่ได้ลงในเบ้า (ส่วนบนขอบแบบหล่อ) จนเต็มและปิดทับด้วยแผ่นแก้ว (รูปที่ 18) ดังนั้น ภายในแบบหล่อจะประกอบด้วยฟันตัวอย่างและวัสดุต่างๆ ดังแสดงในรูปที่19 และเมื่อเรซินอะคริลิกแข็งตัวจึงเปิดแผ่นแก้ว แล้วแยกบล็อกอะคริลิกออกจากแบบหล่อ แกะแผ่นซิลิโคนและซีฟิ่งสีชมพูที่ติดอยู่ ออก จากนั้นตัดแต่งอะคริลิกส่วนเกิน จะได้ฟันตัวอย่างฝังอยู่ในบล็อกเรซินอะคริลิกขนาดกว้างxยาวxสูงเท่ากับ 18x18x14 มิลลิเมตร โดยที่ยอดปุ่มฟันจะอยู่เหนือจากผิวอะคริลิกเรซินประมาณ 5 มิลลิเมตร (รูปที่ 20)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

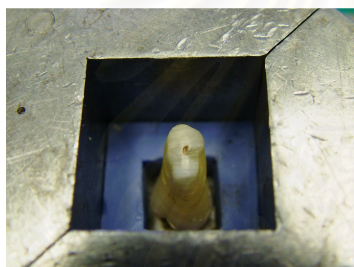


ก.

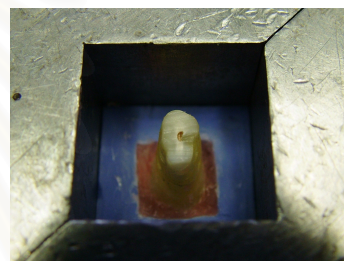


ข.

รูปที่ 16 ก. และ ข. แสดงการวางตำแหน่งพื้นที่หยอดคูปุ่มพื้นที่อยู่บริเวณกึ่งกลางของฐานแบบหล่ออะคริลิก

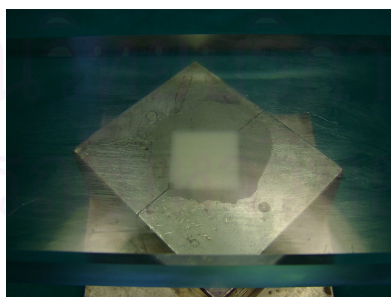


ก.



ข.

รูปที่ 17 ก. แสดงตำแหน่งของแผ่นซิลิโคนในแบบหล่อ
ข. แสดงการปิดช่องว่างด้วยซีเมนต์ผสมปูน



รูปที่ 18 แสดงการใช้แผ่นแก้วปิดทับบนแบบหล่อหลังจากเทเรซินอะคริลิก

บทที่ 4

ผลการทดลอง

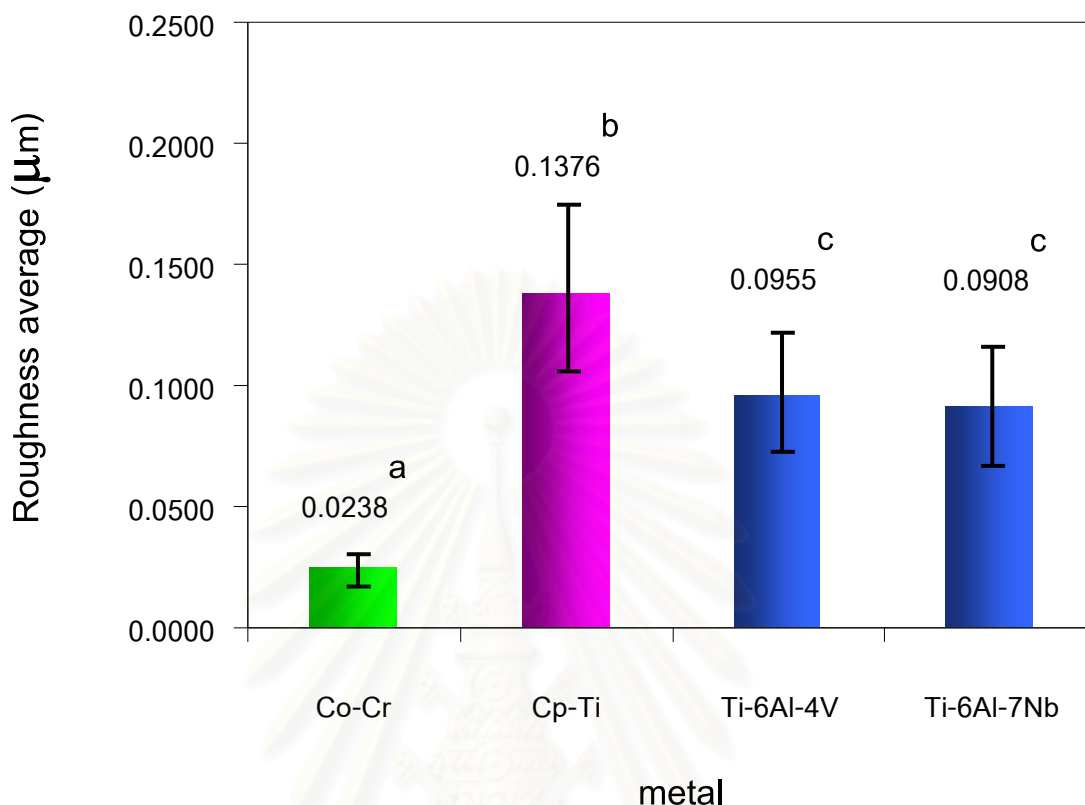
ตอนที่ 1 การวัดความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะ

บันทึกค่าเฉลี่ยความขรุขระผิว (Roughness average: Ra) หลังการขัดของโลหะทั้ง 4 ชนิด คือ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb จำนวนกลุ่มละ 5 ชิ้นตัวอย่าง (ตารางที่ 15 ของภาคผนวก) นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตารางที่ 10)

ตารางที่ 10 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยความขรุขระของโลหะแต่ละชนิด

metal	Roughness average (μm)	
	mean	standard deviation
Co-Cr alloys	0.0238	0.0025
Cp-Ti	0.1376	0.0238
Ti-6Al-4V	0.0955	0.0094
Ti-6Al-7Nb	0.0908	0.0085

จากการศึกษาความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะแต่ละชนิด พบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวน้อยที่สุดคือ 0.0238 ± 0.0025 ไมครอน โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวมากขึ้น คือ 0.0908 ± 0.0085 ไมครอน ตามด้วยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิว คือ 0.0955 ± 0.0094 ไมครอน โดยไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวมากที่สุดคือ 0.1376 ± 0.0238 ไมครอน



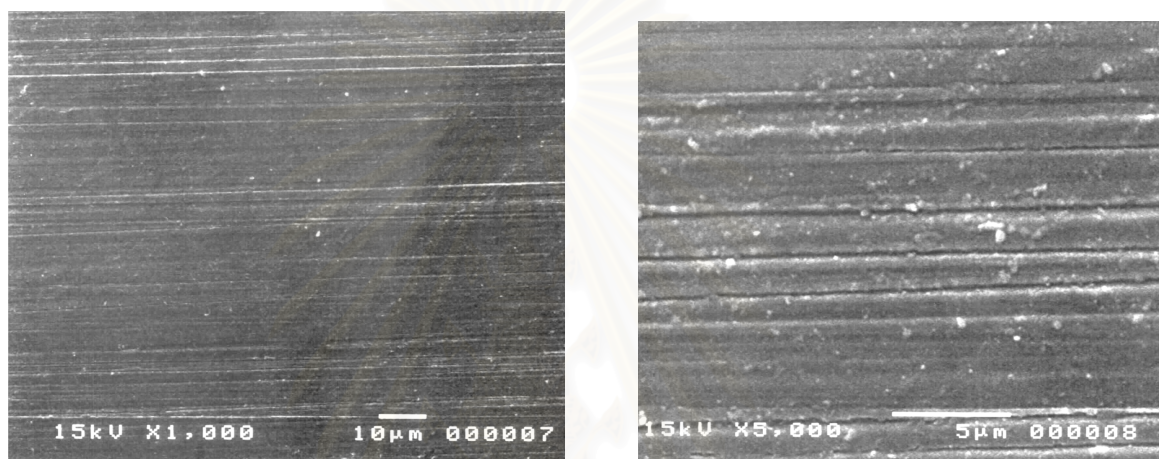
(สีและตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ($p>0.05$))

รูปที่ 41 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยความขรุขระ(หน่วยเป็น ไมครอน) ของโลหะแต่ละชนิด

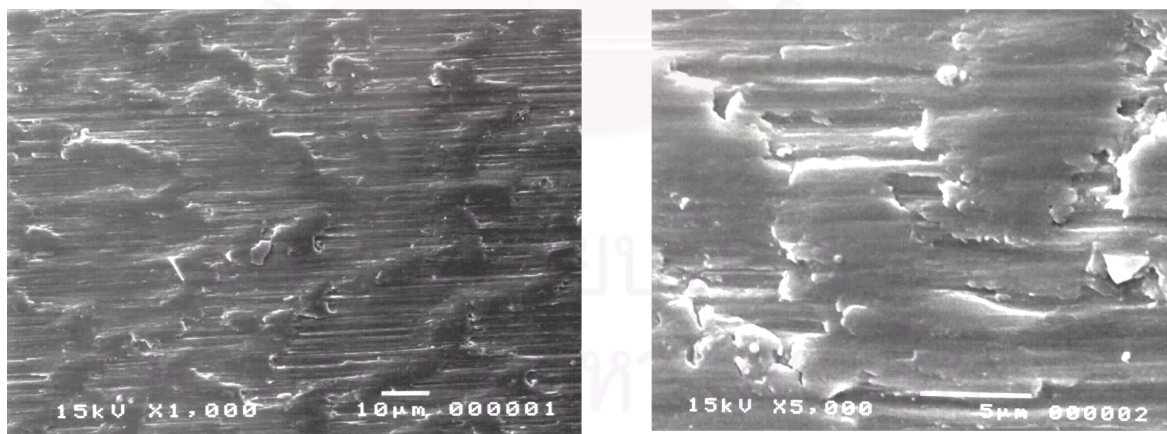
เมื่อทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล (ตารางที่ 16 ของภาคผนวก) พบว่า ข้อมูลทุกกลุ่มมีค่า $p>0.05$ แสดงว่าข้อมูลทุกกลุ่มมีการแจกแจงแบบปกติ จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 17 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของความแปรปรวน ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (ตารางที่ 18 ของภาคผนวก) พบว่า $p<0.05$ แสดงว่าค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่ จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี (ตารางที่ 19 ของภาคผนวก) พบว่า ค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p<0.05$) ค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะผสม

ไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p < 0.05$) แต่ค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4Vมีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb (รูปที่ 41)

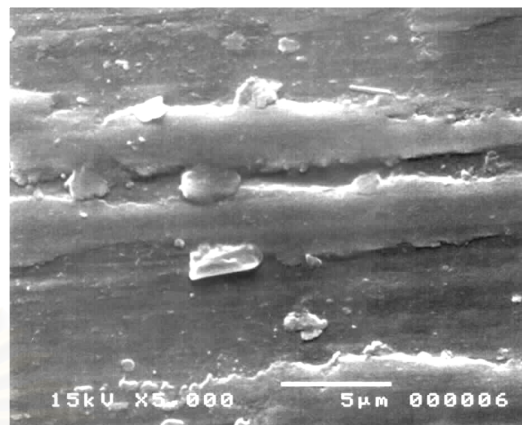
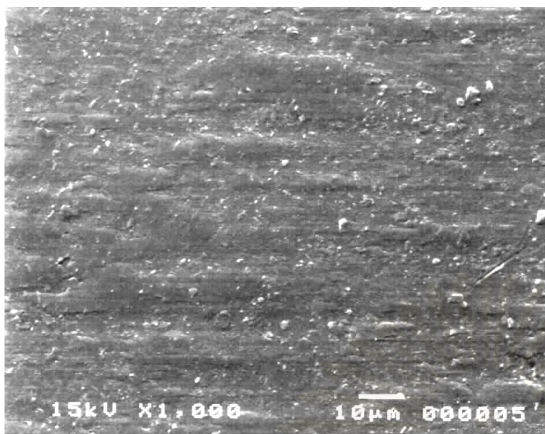
หลังจากวัดความขรุขระผิวหลังการขัด ทำการตรวจลักษณะพื้นผิวหลังการขัดด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า ได้ผลดังแสดงใน รูปที่ 42



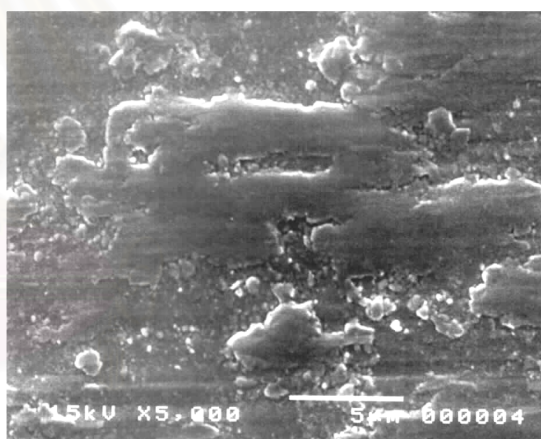
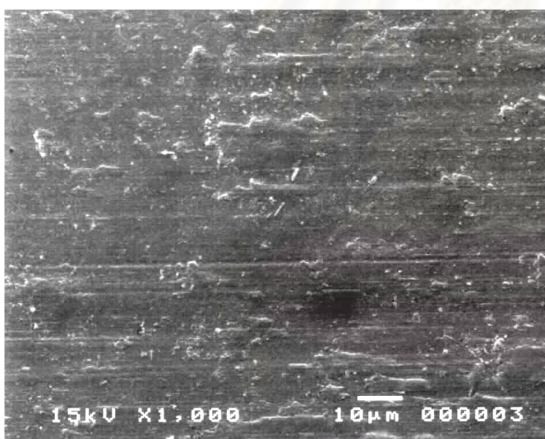
ก. แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ที่กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า



ข. แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของไททาเนียมบริสุทธิ์ ที่กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า



ค. แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า



ง. แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ที่กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า

รูปที่ 42 ก - ง แสดงลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะชนิดต่างๆ เมื่อด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า

จากรูปที่ 42 ก แสดงให้เห็นว่า พื้นผิวหลังการขัดของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความเรียบมากที่สุด โดยพบเพียงรอยขีดบนพื้นผิวซึ่งมีลักษณะเป็นเส้นขนานกันตามทิศทางการเคลื่อนที่ของเครื่องขัดผิววัสดุ ในขณะที่พื้นผิวหลังการขัดของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีลักษณะของพื้นผิวที่ใกล้เคียงกันโดยมีความขรุขระของผิวมากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เพราะนอกจากพบรอยขีดบนพื้นผิวเป็นเส้นขนานตามทิศทางการเคลื่อนที่ของเครื่องขัดผิววัสดุแล้ว ยังพบการหลุดของเนื้อโลหะออกจากพื้นผิวเป็นชั้นตื้นๆ (รูปที่ 42 ค และ ง) ส่วนลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่า มีความขรุขระมากที่สุด เนื่องจากพบรอยขีดเป็นร่องลึกและพบการหลุดของเนื้อโลหะออกจากพื้นผิวจำนวนมากเป็นชั้นหลายๆ ชั้น (รูปที่ 42 ข)

ตอนที่ 2 การวัดความแข็งผิวของโลหะ

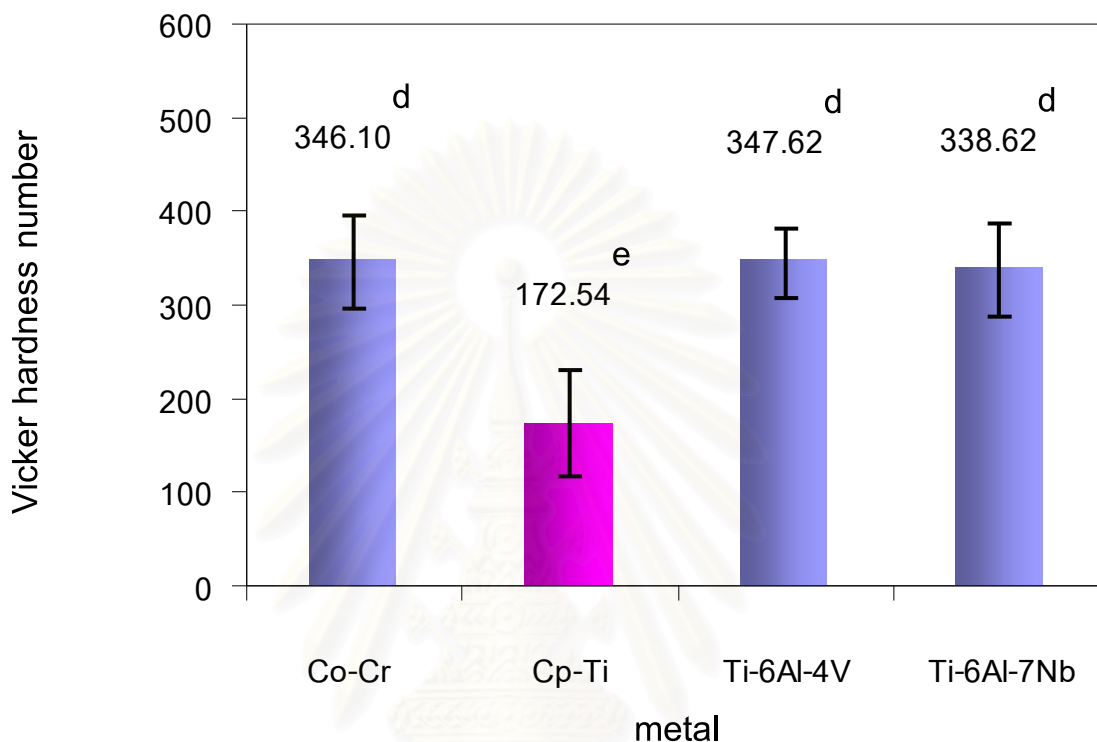
บันทึกค่าความแข็งผิวของโลหะทั้ง 4 ชนิดคือ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb จำนวนกลุ่มละ 5 ชิ้นตัวอย่าง (ตารางที่ 20 ของภาคผนวก) นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตารางที่ 11)

ตารางที่ 11 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งผิวของโลหะแต่ละชนิด

metal	Vicker hardness number	
	mean	standard deviation
Co-Cr alloys	346.10	9.44
Cp-Ti	172.54	15.49
Ti-6Al-4V	347.62	8.45
Ti-6Al-7Nb	338.62	12.56

จากการศึกษาความแข็งผิวของโลหะแต่ละชนิด พบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวมากที่สุดคือ 347.62 ± 8.45 โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวรองลงมาคือ 346.10 ± 9.44 ตามด้วยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ที่มี

ค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวคือ 338.62 ± 12.56 และไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวที่ต่ำที่สุดคือ 172.54 ± 15.49



(สีและตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ ($p > 0.05$))

รูปที่ 43 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งผิวของโลหะแต่ละชนิด

เมื่อทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล (ตารางที่ 21 ของภาคผนวก) พบว่า ข้อมูลทุกกลุ่มมีค่า $p > 0.05$ แสดงว่า ข้อมูลทุกกลุ่มมีการแจกแจงแบบปกติ จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 22 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของความแปรปรวน ดังนั้น จึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (ตารางที่ 23 ของภาคผนวก) พบว่า $p < 0.05$ แสดงว่า ค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของโลหะแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่ จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี (ตารางที่ 24 ของภาคผนวก) พบว่า ค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ ($p < 0.05$) แต่มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4VและโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ย

ของค่าความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p < 0.05$) และค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb(รูปที่ 43)

การทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างความขรุขระผิวและความแข็งผิวของโลหะ

เมื่อทดสอบหาความสัมพันธ์โดยใช้สถิติสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient) และการทดสอบแบบเพียร์สัน (Pearson correlation) ได้ผลดังแสดงในตารางที่ 12

ตารางที่ 12 แสดงการทดสอบหาความสัมพันธ์แบบเพียร์สันระหว่างค่าความขรุขระผิวและค่าความแข็งผิวของโลหะ

		Roughness average	Vicker hardness number
Roughness average	Pearson Correlation	1.000	-.710**
	Sig. (2-tailed)	.	.000
	N	20	20
Vicker hardness number	Pearson Correlation	-.710**	1.000
	Sig. (2-tailed)	.000	.
	N	20	20

** มีความสัมพันธ์ที่ระดับนัยสำคัญ 0.01 (2-tailed)

จากตารางที่ 12 พบว่า ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเท่ากับ -0.710 แสดงว่า ค่าความขรุขระผิวและค่าความแข็งผิวของโลหะมีความสัมพันธ์ในรูปเชิงเส้นที่ระดับนัยสำคัญ 0.01 และมีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้ามคือ เมื่อตัวแปรใดตัวแปรหนึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น ตัวแปรอีกตัวจะมีค่าลดลง ซึ่งสอดคล้องกับผลการวิจัยคือ โลหะที่มีค่าความแข็งผิวมากจะมีค่าความขรุขระผิวหลังการขัดน้อยหรือสามารถขัดได้เรียบมากกว่า ในขณะที่โลหะที่มีค่าความแข็งผิวน้อยจะมีค่าความขรุขระผิวหลังการขัดมากหรือสามารถขัดได้เรียบน้อยกว่า

ตอนที่ 3 การทดสอบความต้านทานต่อการสึก

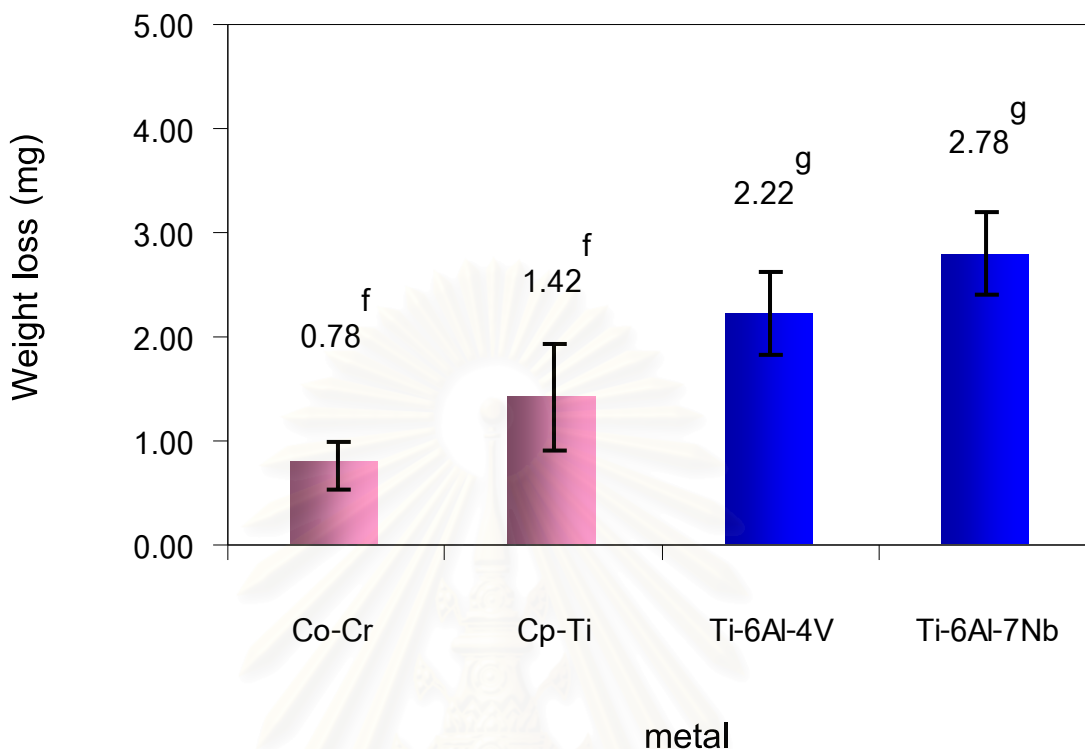
การวัดค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ

บันทึกค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะทั้ง 4 ชนิด คือ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb จำนวนกลุ่มละ 5 ชิ้นตัวอย่าง (ตารางที่ 25 ของภาคผนวก) นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตารางที่ 13)

ตารางที่ 13 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ แต่ละชนิด

metal	Weight loss (mg)	
	mean	standard deviation
Co-Cr alloys	0.78	0.15
Cp-Ti	1.42	0.52
Ti-6Al-4V	2.22	0.39
Ti-6Al-7Nb	2.78	0.43

จากผลการวิจัยพบว่า หลังจากผ่านการทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักน้อยที่สุดคือ 0.78 ± 0.15 มิลลิกรัม ไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักมากขึ้น คือ 1.42 ± 0.52 มิลลิกรัม ตามด้วยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ที่มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักคือ 2.22 ± 0.39 มิลลิกรัม โดยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักมากที่สุด คือ 2.78 ± 0.43 มิลลิกรัม



(สีและตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ($p>0.05$))

รูปที่ 44 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียน้ำหนัก (หน่วยเป็น มิลลิกรัม) ของโลหะแต่ละชนิด

เมื่อทำการทดสอบความเท่ากันของตัวแปรร่วม (ตารางที่ 26 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของตัวแปรร่วม จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 27 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของความแปรปรวน จึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวน หลายตัวแปรแบบมีตัวแปรร่วม (Multivariate Analysis of Covariance) (ตารางที่ 28 และ 29 ของภาคผนวก) พบว่า ชนิดของโลหะมีผลต่อการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ ($p<0.05$) จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอร์โรนี (ตารางที่ 30 ของภาคผนวก) พบว่า ค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p<0.05$) ค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของไททาเนียมบริสุทธิ์ มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p<0.05$) และค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะผสม

ไททาเนียมTi-6Al-4V มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb (รูปที่ 44)

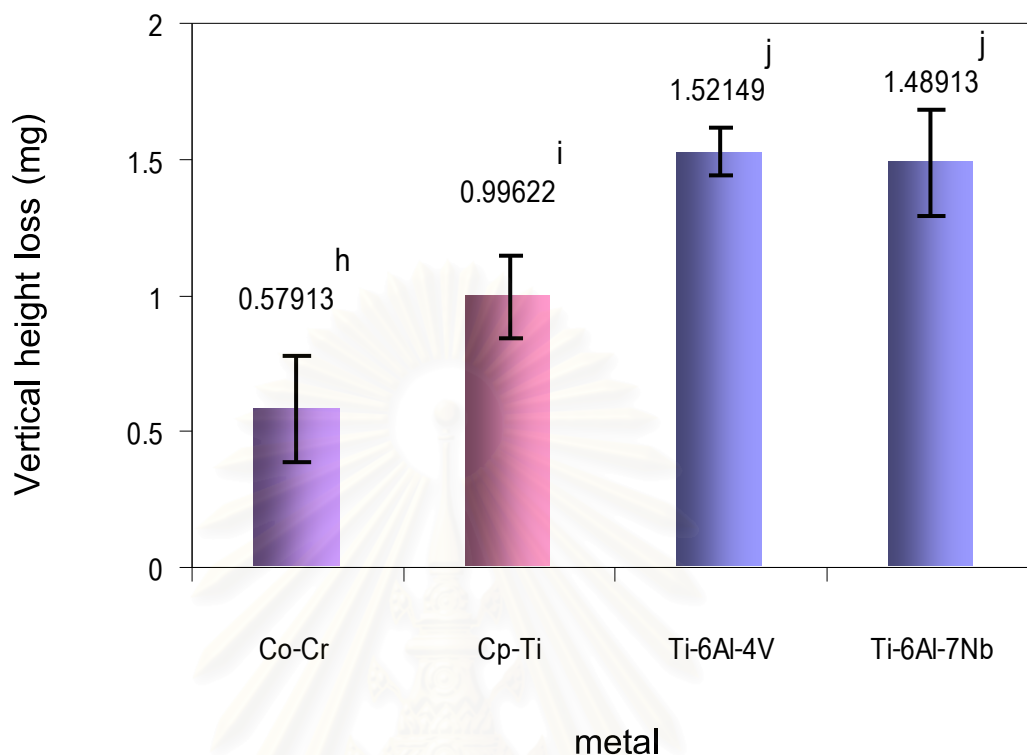
การวัดค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะ

บันทึกค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะทั้ง 4 ชนิด คือ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb จำนวนกลุ่มละ 5 ชิ้นตัวอย่าง (ตารางที่ 31 ของภาคผนวก) นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตารางที่ 14)

ตารางที่ 14 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะแต่ละชนิด

metal	Vertical height loss (mm)	
	mean	standard deviation
Co-Cr alloys	0.57913	0.19129
Cp-Ti	0.99622	0.13571
Ti-6Al-4V	1.52149	0.08769
Ti-6Al-7Nb	1.48913	0.21387

จากการวิจัยพบว่า หลังจากผ่านการทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบน้อยที่สุด คือ 0.57913 ± 0.19129 มิลลิเมตร ไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบมากขึ้นคือ 0.99622 ± 0.13571 มิลลิเมตร ตามด้วยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ที่มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบคือ 1.48913 ± 0.21387 มิลลิเมตร โดยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบมากที่สุดคือ 1.52149 ± 0.08769 มิลลิเมตร



(สีและตัวอักษรที่เหมือนกัน หมายถึง มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ($p>0.05$))

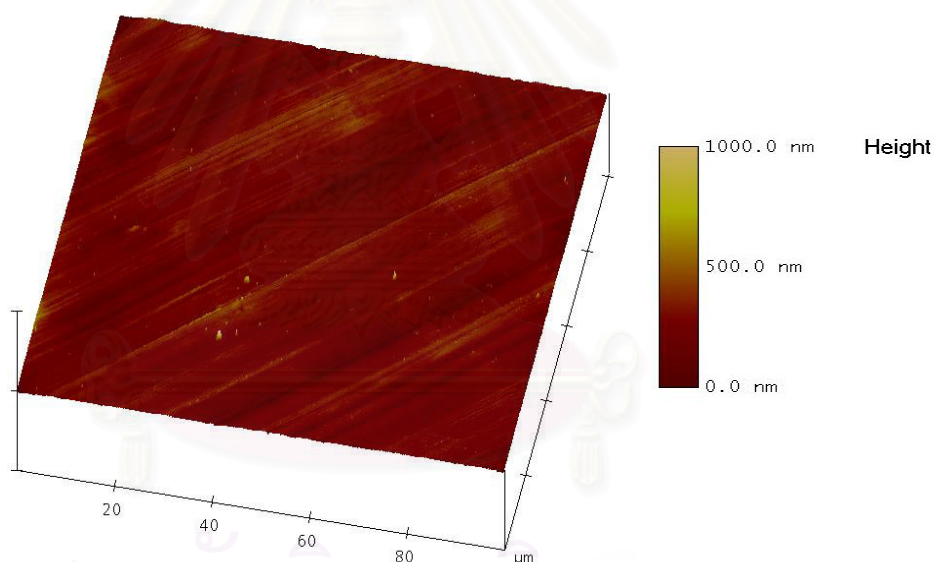
รูปที่ 45 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบ (หน่วยเป็นมิลลิเมตร) ของโลหะแต่ละชนิด

เมื่อทำการทดสอบความเท่ากันของตัวแปรร่วม (ตารางที่ 26 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของตัวแปรร่วม จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 27 ของภาคผนวก) พบว่า มีความเท่ากันของความแปรปรวน จึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนหลายตัวแปรแบบมีตัวแปรร่วม (Multivariate Analysis of Covariance) (ตารางที่ 28 และ 29 ของภาคผนวก) พบว่า ชนิดของโลหะมีผลต่อการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบ ($p<0.05$) จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบนเฟอโรไน (ตารางที่ 30 ของภาคผนวก) พบว่า ค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของไททาเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ($p<0.05$) ค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของไททาเนียมบริสุทธิ์ มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียม

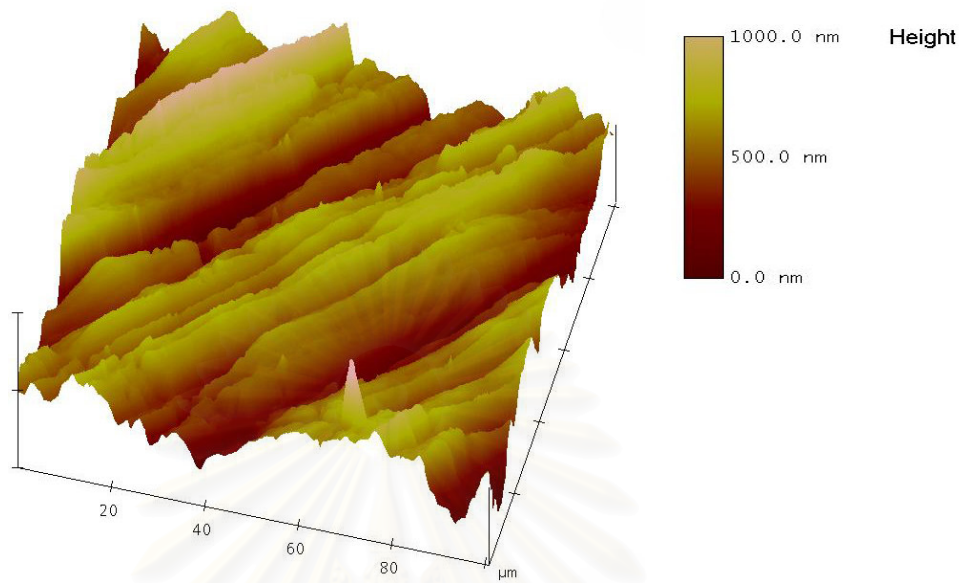
Ti-6Al-7Nb ($p < 0.05$) แต่ค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญกับค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb (รูปที่ 45)

การตรวจผิวสึกและผิวขัดมันของชิ้นตัวอย่างโลหะด้วยเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกโฟร์ซ

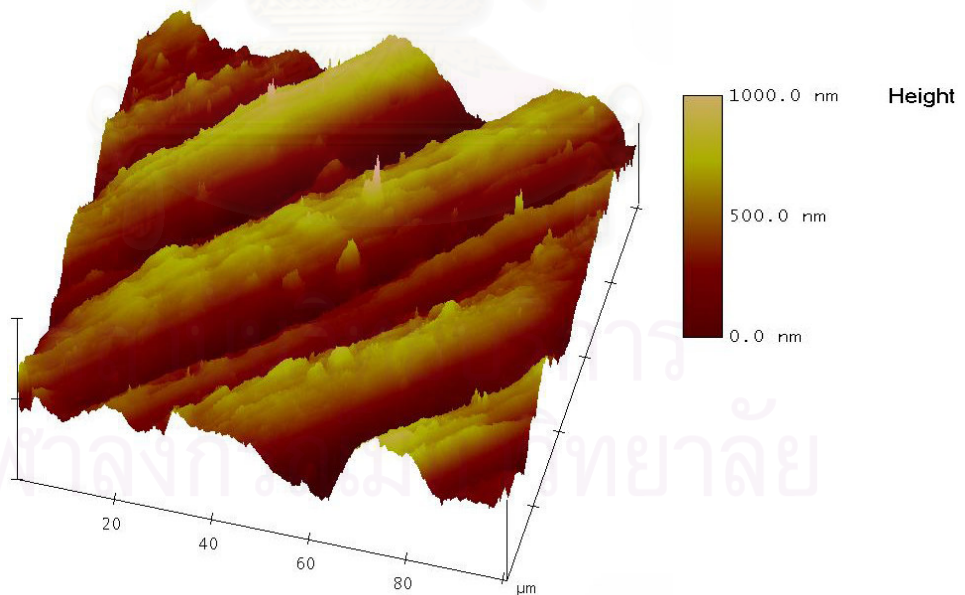
หลังจากทดสอบความต้านทานต่อการสึกจำนวน 10,000 รอบ ทำการตรวจลักษณะผิวสึกและผิวขัดมันของโลหะแต่ละชนิดด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิกโฟร์ซ ได้ผลดังแสดงใน รูปที่ 46



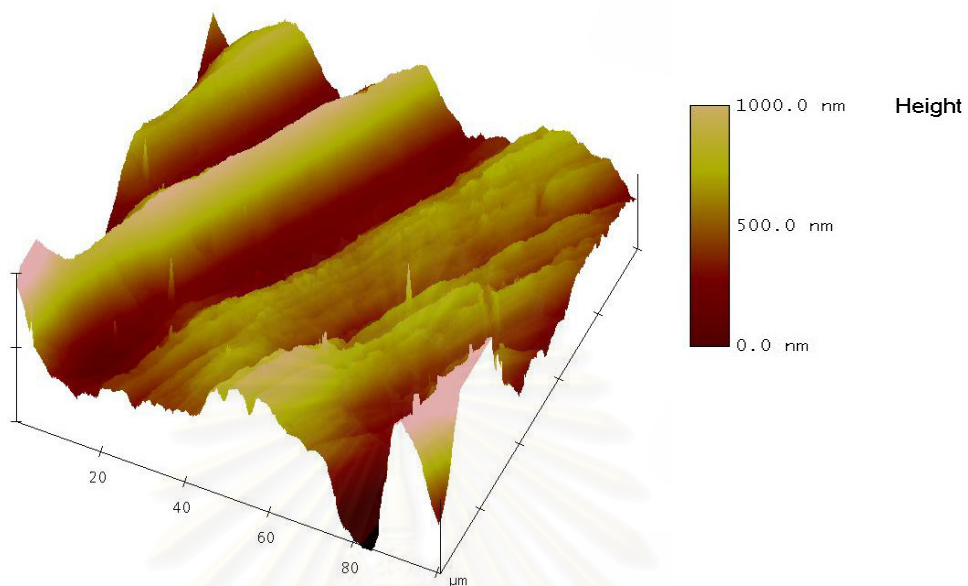
ก. แสดงลักษณะผิวสึกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม



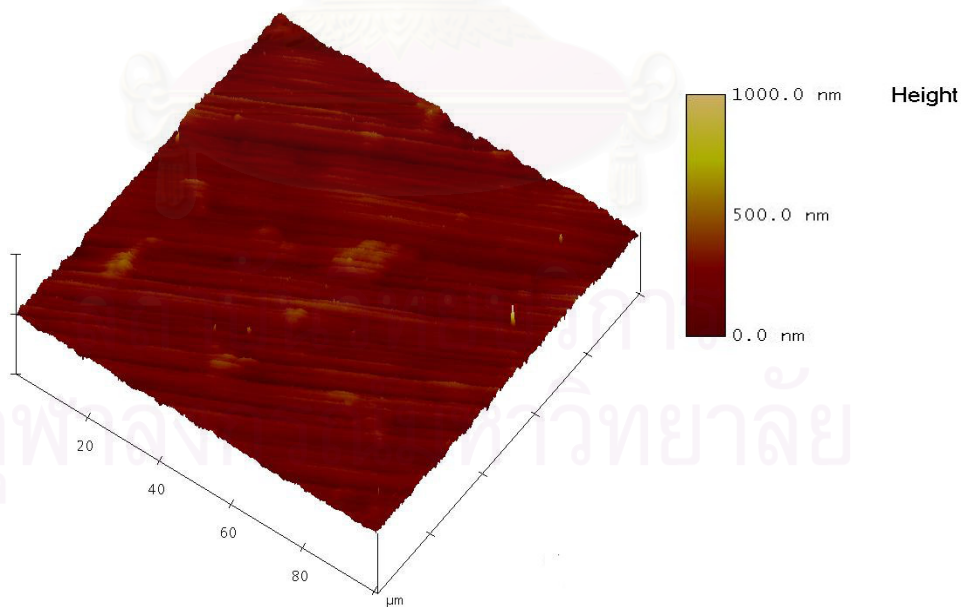
ข. แสดงลักษณะผิวสีของไททานเนียมบริสุทธิ์



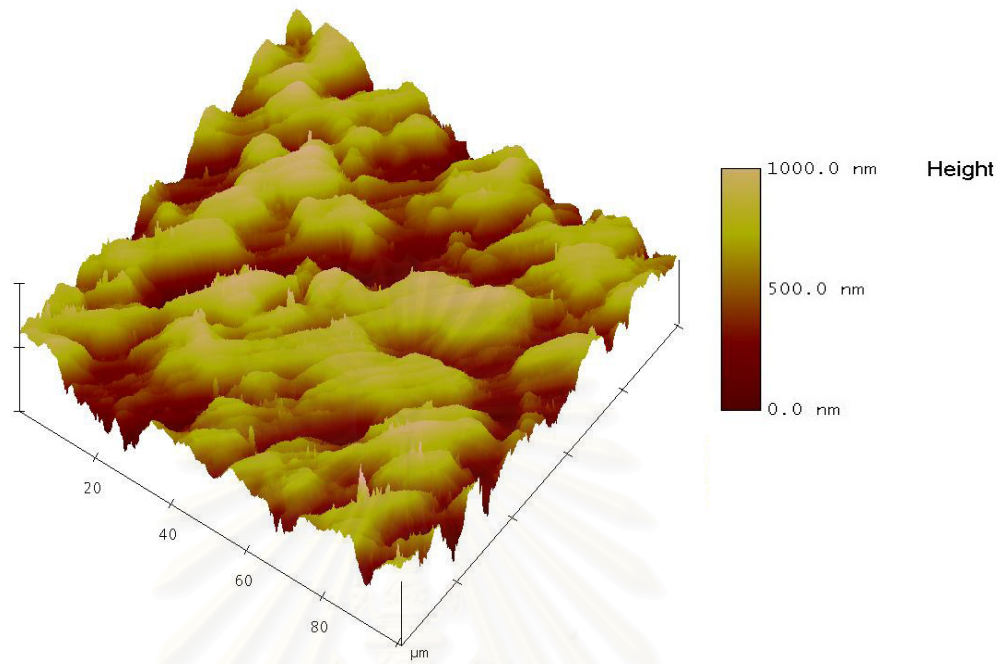
ค. แสดงลักษณะผิวสีของโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V



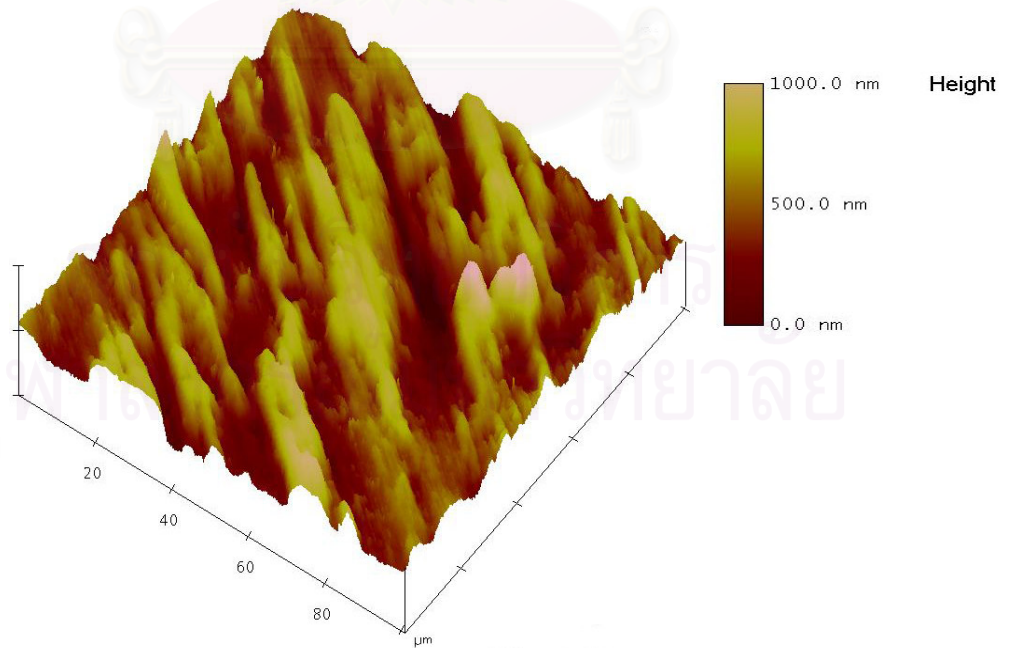
ง. แสดงลักษณะผิวสีกของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb



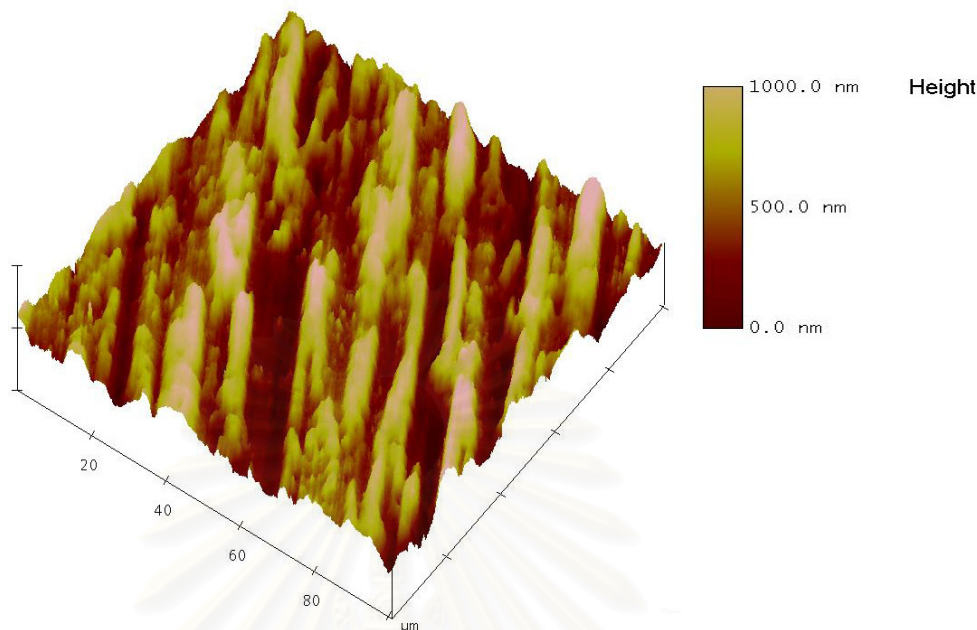
จ. แสดงลักษณะผิวขัดมันของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม



จ. แสดงลักษณะผิวขัดมันของไททาเนียมบริสุทธิ์



ข. แสดงลักษณะผิวขัดมันของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V



ช. แสดงลักษณะผิวขัดมันของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb

รูปที่ 46 ก-ช แสดงลักษณะผิวขัดมันและผิวสีของโลหะแต่ละชนิดเมื่อตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคโพร์ซ

จากรูปที่ 46 ก พบว่า ผิวสีของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความเรียบสูงมาก เนื่องจาก เมื่อตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคโพร์ซที่ระดับความสูง 0-1,000 นาโนเมตร ผิวสีมีลักษณะเป็นพื้นเรียบและมีความสูงส่วนใหญ่อยู่ในระดับต่ำกว่า 500 นาโนเมตร ในขณะที่ผิวสีของไททาเนียมบริสุทธิ์ที่ระดับความสูงเดียวกัน พบว่า มีความขรุขระมากกว่า โดยผิวสีมีลักษณะเป็นสันและร่องสลับกันไป (รูปที่ 46 ข) ส่วนผิวสีของโลหะผสมไททาเนียมทั้งสองชนิดพบว่า มีความขรุขระมากที่สุด โดยผิวสีของโลหะมีลักษณะเป็นสันและร่องสลับกันเช่นเดียวกับไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีความกว้างของสันและความลึกของร่องมากกว่า(รูปที่ 46 ค และ ง)

จากรูปที่ 46 จ พบว่า ผิวขัดมันของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความเรียบสูงที่สุด เนื่องจากเมื่อตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคโพร์ซที่ระดับความสูง 0-1,000 นาโนเมตร ผิวขัดมันมีลักษณะเป็นพื้นเรียบและมีความสูงส่วนใหญ่อยู่ในระดับต่ำกว่า 500 นาโนเมตร ในขณะที่ผิวขัดมันของโลหะผสมไททาเนียมทั้งสองชนิดมีลักษณะใกล้เคียงกัน และมีความขรุขระของผิวมากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โดยมีส่วนของพื้นผิวที่มีความสูงมากกว่า 500 นาโนเมตร ซึ่งมีลักษณะเป็นยอดแหลมกระจายอยู่ประมาณครึ่งหนึ่งของพื้นผิวทั้งหมด (รูปที่ 46 ช และ ซ) ส่วนผิวขัดมันของไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่า มีความขรุขระของผิวมากที่สุด โดยลักษณะ

ของพื้นผิวส่วนใหญ่มีความสูงมากกว่า 500 นาโนเมตร และมีร่องลึกมากกว่า (รูปที่ 46 ฉ)
นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบลักษณะของผิวสีกกับผิวขัดมัน พบว่า ผิวสีกของโลหะผสมโคบอลต์-
โครเมียม (รูปที่ 46 ก) มีความขรุขระน้อยกว่าผิวขัดมัน (รูปที่ 46 จ) ในขณะที่ผิวสีกของไททานเนียม
บริสุทธิ์และผิวสีกของโลหะผสมไททานเนียม (รูปที่ 46 ข ค และ ง) มีความขรุขระมากกว่าผิวขัดมัน
(รูปที่ 46 ฉ ซ และ ซ ตามลำดับ)



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

บทวิจารณ์ และข้อเสนอแนะ

วิจารณ์วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการทดลอง

การวิจัยครั้งนี้ เป็นการทดลองภายในห้องปฏิบัติการ เพื่อทดสอบความต้านทานต่อการสึกของโลหะไททานเนียม เมื่อคู่สับเป็นพันธกรรมชาติเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ซึ่งเป็นโลหะผสมที่ใช้มากที่สุดสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ในปัจจุบัน การทดสอบการสึกออกแบบให้เป็นการสึกเกิดจากสององค์ประกอบในลักษณะ pin-on-disc โดยให้ฟันซึ่งมีลักษณะเป็น pin เคลื่อนที่ไปบนชิ้นตัวอย่างโลหะซึ่งอยู่กับที่และมีลักษณะเป็น disc การออกแบบการทดสอบดังกล่าว ทำให้สามารถประเมินการสึกของชิ้นตัวอย่างได้จากการวัดการสูญเสียน้ำหนักของชิ้นตัวอย่างโลหะ และการสูญเสียความสูงของชิ้นตัวอย่างฟัน

ชิ้นตัวอย่างโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและไททานเนียม ถูกเตรียมด้วยวิธีการหล่อแบบ (casting) โดยใช้เครื่องหล่อแบบระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง ซึ่งพบว่า มีความสามารถในการหล่อแบบที่ดีที่สุด (Takahashi, Zhang and Okazaki, 1993) (Wang and Boyle, 1993) จากนั้นได้นำมาขัดด้วยชิ้นตอนที่เหมือนกัน โดยใช้เครื่องขัดผิววัสดุร่วมกับกระดาษทรายแผ่นกลมเบอร์ 1,200 ทำให้สามารถลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเตรียมผิวโลหะได้ ฟันที่ใช้ทดสอบเป็นฟันกรามน้อยที่ถูกถอนเนื่องจากการจัดฟัน เนื่องจาก เป็นฟันที่มักถูกถอนเมื่อผู้ป่วยอายุน้อย และยังไม่มีการสึกของฟันมาก โดยมีเกณฑ์ในการเลือกคือ ปุ่มฟันต้องไม่มีการสึก มียอดแหลม และมีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกัน นอกจากนี้ ยังได้นำฟันที่เก็บมาตรวจสอบการสึกซ้ำอีกครั้งด้วยกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ เพื่อให้แน่ใจว่าก่อนการทดสอบความต้านทานต่อการสึก ฟันตัวอย่างแต่ละซี่ที่เก็บไม่มีการสึกของปุ่มฟัน

การทดสอบความต้านทานต่อการสึกกระทำโดยเครื่องจำลองการสึก ซึ่งสามารถทำการทดสอบได้พร้อมกันครั้งละ 8 ชิ้นตัวอย่าง โดยเครื่องมีการขับเคลื่อนจากแกนกลางด้วยตัวขับเคลื่อนศูนย์กลางและตัวตามลูกเบี้ยว ทำให้ชิ้นตัวอย่างฟันทุกชิ้นที่ยึดอยู่กับแขนงัด สามารถเคลื่อนที่ไปบนชิ้นตัวอย่างโลหะเป็นระยะทาง 8 มิลลิเมตร ได้อย่างแม่นยำ (รูปที่ 36)

แรงที่ใช้ในการทดสอบเป็นแรงคงที่จากน้ำหนักถ่วงขนาด 100 นิวตัน การใช้แรงกดจากน้ำหนักถ่วงมีข้อดีคือ ทำให้แรงกดที่เกิดขึ้นจะมีค่าคงที่ตลอดการทดสอบ ซึ่งต่างจากการใช้แรงกดการยุบตัวของสปริง เพราะเมื่อชิ้นตัวอย่างเกิดการสึกจะทำให้แรงกดมีค่าลดลง แรงกดขนาด 100

นิวตัน เทียบได้จากแรงกัตของฟืนปลอมบางส่วนถอดได้ ที่มีค่าประมาณหนึ่งในสามของแรงกัตของฟืนธรรมชาติ (Miyaura, 2000) บริเวณฟืนกรามน้อย (Craig, 2002) โดยก่อนการทดสอบทุกครั้งได้ทำการวัดน้ำหนักกดบริเวณขึ้นตัวอย่างฟืนด้วยเครื่องชั่งชนิดแขวน (รูปที่ 38) เพื่อให้แน่ใจว่าได้น้ำหนักกดที่ถูกต้อง จำนวนรอบที่ใช้ในการทดสอบคือ 10,000 รอบ ได้จากการทดสอบนำร่อง (pilot testing) ที่จำนวนรอบต่างๆ เพื่อให้ได้จำนวนรอบมากที่สุดที่ทำให้ฟืนตัวอย่างเกิดการสึกเฉพาะในชั้นเคลือบฟืน

การทดสอบความต้านทานต่อการสึก กำหนดให้ขึ้นตัวอย่างโลหะและขึ้นตัวอย่างฟืนแช่อยู่ในน้ำตลอดการทดสอบ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดความร้อนจากการเสียดสีระหว่างเคลือบฟืนและโลหะ นอกจากนี้ น้ำที่แช่ขึ้นตัวอย่างยังถูกหมุนเวียนโดยใช้ปั๊มน้ำ (aquarium water pump) เพื่อช่วยชะล้างอนุภาคของโลหะ รวมทั้งเคลือบฟืนที่หลุดออกมาระหว่างการทดสอบการสึก เป็นการป้องกันไม่ให้เกิดการสึกแบบสามองค์ประกอบ (Kurt, 1999)

การประเมินการสึกของขึ้นตัวอย่างสามารถทำได้หลายวิธี ซึ่งวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายได้แก่ การวัดการสูญเสียน้ำหนัก (Monasky and Taylor, 1971; Iijima et al., 2003) การวัดการสูญเสียปริมาตร (volume loss) (Jacobi, Shillingburg and Duncanson, 1991; Ohkubo et al., 2002, 2003) และการวัดการสูญเสียความสูง (Ramp et al., 1999; Hudson, Goldstein and Georgescu, 1995) นอกจากนี้ ยังสามารถประเมินการสึกจากการวัดพื้นที่ผิวของรอยสึก (Suzuki and Leinfelder, 1993) ความขรุขระของรอยสึก (Hudson et al., 1995) และเส้นผ่านศูนย์กลางของรอยสึก (Jagger and Harrison, 1995) ซึ่งขึ้นอยู่กัปลักษณะของขึ้นตัวอย่างและการออกแบบการทดลอง การวิจัยในครั้งนี้ประเมินการสึกของขึ้นตัวอย่างโลหะจากการวัดการสูญเสียน้ำหนัก และประเมินการสึกของขึ้นตัวอย่างฟืนจากการวัดการสูญเสียความสูง

การวัดน้ำหนักของขึ้นตัวอย่างโลหะ โดยใช้เครื่องชั่งไฟฟ้าที่มีความละเอียดหน่วยเป็นกรัม ทศนิยม 4 ตำแหน่ง (0.0001 กรัม) ที่ผ่านการสอบเทียบจากศูนย์มาตรวิทยา บริษัทปูนซิเมนต์ไทย อุตสาหกรรม จำกัด นอกจากนี้ ก่อนการวัดน้ำหนักขึ้นตัวอย่างโลหะยังได้ตรวจสอบความเที่ยงตรงของเครื่องชั่งด้วยตุ้มน้ำหนักที่ผ่านการสอบเทียบขนาด 200 กรัม รวมทั้งขึ้นตัวอย่างโลหะจะถูกเก็บในตู้ดูดความชื้นเป็นเวลา 24 ชั่วโมงก่อนการวัด เพื่อกำจัดความชื้นที่อยู่บริเวณผิวของโลหะ ซึ่งอาจส่งผลทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของการวัดได้

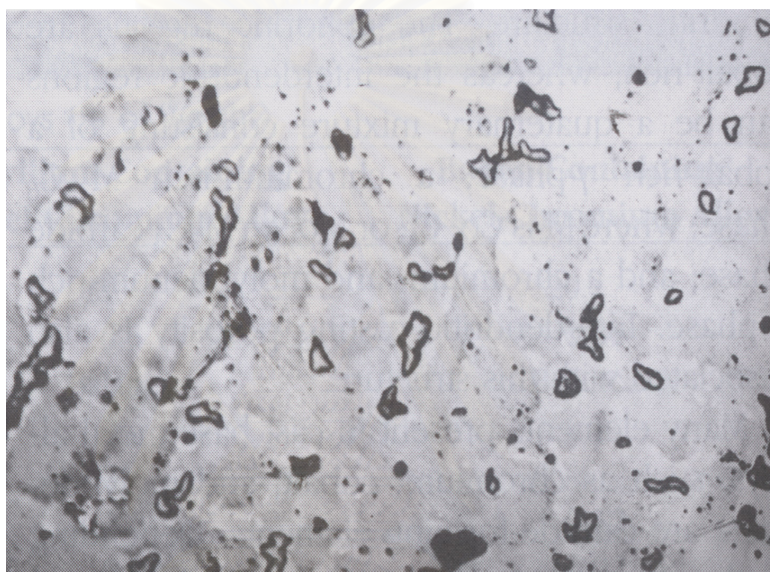
การวัดความสูงของขึ้นตัวอย่างฟืน โดยใช้เครื่องวัดโปรไฟล์ โปรเจคเตอร์ ของหน่วยปฏิบัติการสอบเทียบเครื่องมือวัด คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ โดยเครื่องจะขยายขนาดภาพขึ้นงานด้วยกล้องกำลังขยายสูงและแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ ทำให้สามารถวัดความสูงของขึ้นงานได้ละเอียดมากในหน่วยมิลลิเมตร ทศนิยม 5 ตำแหน่ง (0.00001 มม.)

วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 1

จากผลของค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวหลังการขัดของโลหะแต่ละชนิด พบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เป็นโลหะที่มีค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวต่ำสุดคือ 0.0238 ± 0.0025 ไมครอน (เทียบได้กับความเรียบของผิวแก้วซึ่งมีค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวประมาณ 0.02 ไมครอน) ตามด้วยโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ซึ่งจากการวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่า ไม่มีความแตกต่างจากโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ส่วนไททาเนียมบริสุทธิ์เป็นโลหะที่มีค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวสูงสุด ผลการวิจัยแสดงให้เห็นว่า เมื่อขัดโลหะด้วยขั้นตอนเดียวกัน โดยใช้เครื่องขัดผิววัสดุร่วมกับกระดาษทรายแผ่นกลมเบอร์1,200 โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นโลหะที่สามารถขัดได้เรียบมากที่สุด รองลงมาคือ โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันในแง่ของความเรียบของผิว ในขณะที่ไททาเนียมบริสุทธิ์เป็นโลหะที่สามารถขัดได้เรียบน้อยที่สุด นอกจากนี้ ผลการวิจัยดังกล่าว ยังมีความสอดคล้องกับลักษณะพื้นผิวหลังการขัดของโลหะที่ตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 1,000 และ 5,000 เท่า (รูปที่ 42)

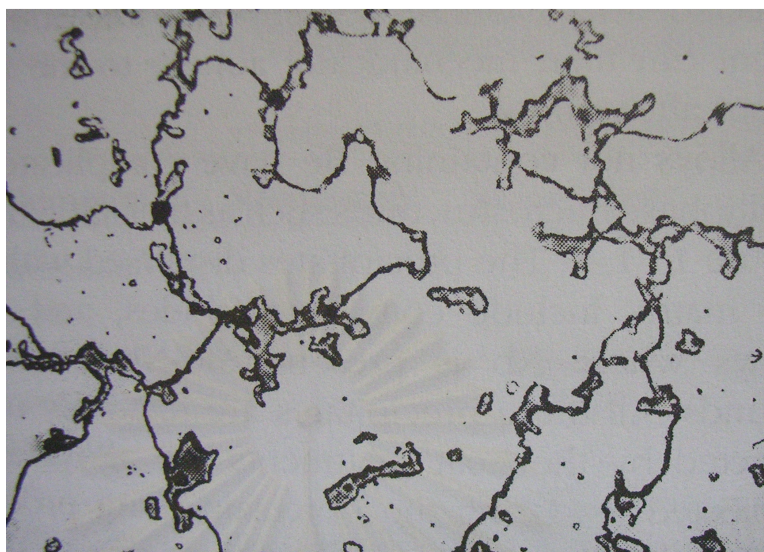
การที่โลหะชนิดต่างๆ ที่นำมาทดสอบมีความเรียบของผิวหลังการขัดที่แตกต่างกันสามารถอธิบายได้จากลักษณะโครงสร้างจุลภาค (microstructure) ของโลหะแต่ละชนิด กล่าวคือโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีโครงสร้างที่แข็งแรงกว่าไททาเนียม เนื่องจากมีลักษณะโครงสร้างจุลภาคประกอบด้วยแมทริกซ์ (matrix) ที่มีองค์ประกอบเป็นสารละลายของแข็ง (solid solution) ของโคบอลต์และโครเมียมและส่วนแกน (core) ที่มีโครงสร้างเป็นกิ่งก้าน (dendritic structure) โดยบริเวณโครงสร้างกิ่งก้าน (dendritic regions) มีองค์ประกอบหลักเป็นโคบอลต์ ส่วนบริเวณระหว่างโครงสร้างกิ่งก้าน (interdendritic regions) ประกอบด้วย 4 วัฏภาคได้แก่ วัฏภาคแกมมา (γ -phase) ซึ่งประกอบด้วยโคบอลต์เป็นหลัก วัฏภาคคาร์ไบด์ $M_{23}C_6$ ($M=Co, Cr, Mo$) ซึ่งประกอบด้วยโครเมียมเป็นหลัก วัฏภาคคาร์ไบด์ M_7C_3 และวัฏภาคเดลตา (δ -phase) ซึ่งประกอบด้วยโครเมียมและโมลิบดีนัมเป็นหลัก โดยการเกิดวัฏภาคคาร์ไบด์ชนิดต่างๆ ขึ้นกับธาตุที่มาทำปฏิกิริยากับคาร์บอน ซึ่งอาจเป็นโคบอลต์ โครเมียม โมลิบดีนัม และทังสแตน นอกจากนี้ การเรียงตัวของวัฏภาคคาร์ไบด์ที่เกิดขึ้นยังขึ้นกับสภาวะที่ใช้ในการขึ้นรูป (Craig and Powers, 2002) โครงสร้างของโลหะผสมจึงประกอบด้วยเนื้อของสารละลายของแข็งและมีกลุ่มของโลหะคาร์ไบด์ (carbide core) กระจายอยู่ทั่วไป (รูปที่ 47) บางชนิดอาจพบคาร์ไบด์ตามขอบของเกรนแบบต่อเนื่องกัน (continuous carbide configuration) (รูปที่ 48) หรืออาจพบคาร์ไบด์ตามขอบของเกรนแบบขาดเป็นช่วงๆ (discontinuous carbide configuration) วัฏภาคคาร์ไบด์

ทำให้โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความแข็งแรง ความแข็งผิว รวมทั้งสภาพมอดูลัสยืดหยุ่นเพิ่มขึ้น แต่มีการยึดตัวลดลง (McCabe,1990) ดังนั้น เมื่อทำการขัดผิวโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจึงมีการสูญเสียเนื้อโลหะออกมาน้อย พบเพียงลักษณะรอยขีดเป็นเส้นบนพื้นผิวตามทิศทางการเคลื่อนที่ของเครื่องขัดผิววัสดุ (รูปที่ 42 ก) ทำให้เมื่อวัดค่าความขรุขระผิวจึงมีค่าต่ำสุดหรือมีความเรียบมากที่สุด



รูปที่ 47 แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมซึ่งประกอบด้วยเนื้อของสารละลายของแข็ง โดยมีกลุ่มของโลหะคาร์ไบด์กระจายอยู่ทั่วไป (ที่มา: Craig and Powers, 2002)

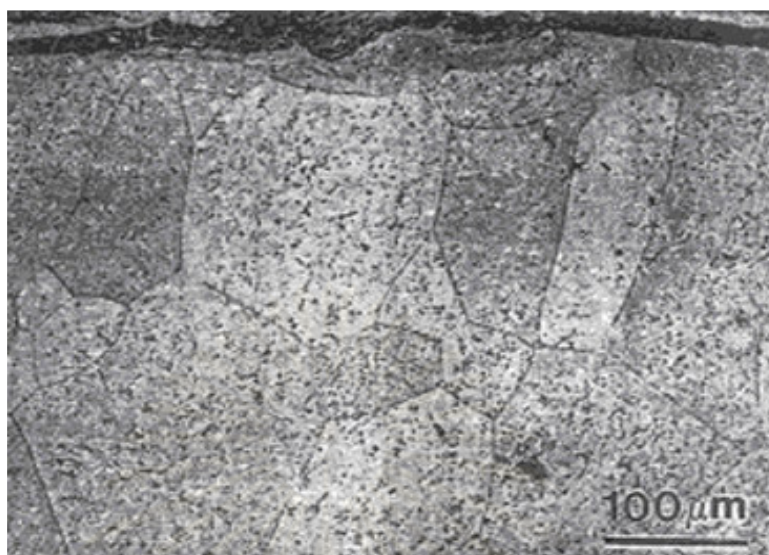
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 48 แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ซึ่งประกอบด้วยเนื้อของสารละลายของแข็งโดยมีกลุ่มของโลหะคาร์ไบด์อยู่ตามขอบของเกรนแบบต่อเนื่องกัน (ที่มา: Craig and Powers, 2002)

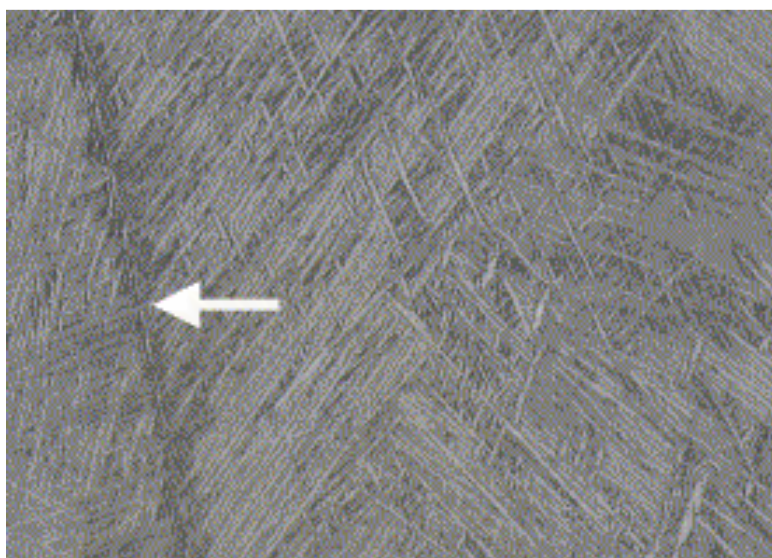
ไททานเนียมบริสุทธิ์มีโครงสร้างจุลภาคที่ประกอบด้วยวัฏภาคแอลฟา โดยมีเกรนที่มีลักษณะเป็นชั้นหยาบ (coarse lamellar grain) และไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (heterogeneous) (รูปที่ 49) นอกจากนี้ ยังมีรอยต่อของเกรนที่ไม่แข็งแรง (Craig and Powers, 2002) ลักษณะดังกล่าวทำให้ไททานเนียมบริสุทธิ์มีโครงสร้างที่มีความแข็งแรงน้อยที่สุด ดังนั้น เมื่อทำการขัดผิวไททานเนียมบริสุทธิ์จึงมีการสูญเสียเนื้อโลหะออกมามาก โดยพบการหลุดของเนื้อโลหะออกจากพื้นผิวหลายชั้น ทำให้ผิวโลหะมีความหยาบ (รูปที่ 42 ข) เมื่อวัดค่าความขรุขระผิวจึงมีค่าสูงสุดหรือมีความเรียบน้อยที่สุด

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 49 แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของไททาเนียมบริสุทธิ์
(ที่มา : Ohkubo et al., 2002)

โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีโครงสร้างจุลภาคที่คล้ายกันคือ ประกอบด้วย 2 วัฏภาค ได้แก่ วัฏภาคแอลฟาและเบต้า โดยมีวัฏภาคแอลฟาที่มีลักษณะคล้ายเข็ม (acicular structure) แทรกตัวอยู่ในเกรนวัฏภาคเบต้า (รูปที่ 50) ทำให้โครงสร้างของโลหะผสมมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ ยังมีลักษณะของเกรนที่ละเอียดและเป็นเนื้อเดียวกันมากกว่า (Craig and Powers, 2002)(Iijima et al., 2003) ดังนั้น เมื่อทำการขัดผิวโลหะผสมไททาเนียม จึงมีการสูญเสียเนื้อโลหะออกมาน้อยกว่า โดยพบการหลุดของเนื้อโลหะออกจากพื้นผิวเป็นชั้นตื้นๆ (รูปที่ 42 ค และ ง) ทำให้เมื่อวัดค่าความขรุขระผิวจึงมีค่าน้อยกว่าหรือมีความเรียบมากกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์



รูปที่ 50 แสดงลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมไททาเนียม ซึ่งประกอบด้วยวัฏภาคแอลฟาที่มีลักษณะคล้ายเข็มแทรกตัวอยู่ในเกรนวัฏภาคเบต้า บริเวณลูกศรชี้แสดงถึงรอยต่อของเกรน (ที่มา : Iijima et al., 2003)

นอกจากนี้ ผลการวิจัยยังสามารถอธิบายได้จากผลการทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความขรุขระผิวและค่าความแข็งผิวของโลหะ ซึ่งพบว่า ค่าความขรุขระผิวและค่าความแข็งผิวของโลหะมีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้าม โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเท่ากับ -0.710 ซึ่งสอดคล้องกับผลการวิจัยคือ โลหะที่มีค่าความแข็งผิวมากซึ่งได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V จะมีค่าความขรุขระผิวหลังการขัดน้อยหรือสามารถขัดได้เรียบมากกว่า ในขณะที่โลหะที่มีค่าความแข็งผิวน้อย ซึ่งได้แก่ไททาเนียมบริสุทธิ์จะมีค่าความขรุขระผิวหลังการขัดมากหรือสามารถขัดได้เรียบน้อยกว่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 2

จากผลของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ของโลหะแต่ละชนิด พบว่า โลหะทั้งสามชนิดได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าความแข็งผิวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยมีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวเท่ากับ 346.10 ± 9.44 , 347.62 ± 8.45 และ 338.62 ± 12.56 ตามลำดับ ซึ่งมากกว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ที่มีค่าเท่ากับ 172.54 ± 15.49 การที่โลหะชนิดต่างๆ ที่นำมาทดสอบมีความแข็งผิวที่แตกต่างกัน สามารถอธิบายได้จากลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะแต่ละชนิด ตามที่ได้กล่าวไปแล้วในวิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 2

จากการศึกษาของ Ohkubo และคณะ (2002) พบว่า ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V มีค่าเท่ากับ 338 ± 30 และค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเท่ากับ 303 ± 7 ในขณะที่ Iijima และคณะ (2003) พบว่า ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าอยู่ระหว่าง 169 ± 20 ถึง 171 ± 20 และค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเท่ากับ 257 ± 29 ดังนั้น เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งผิวที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้กับค่าที่ได้จากทั้งสองการศึกษาดังกล่าว พบว่า ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของไททาเนียมบริสุทธิ์ที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้ (172.54 ± 15.49) มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) (169 ± 20 ถึง 171 ± 20) ในขณะที่ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb ที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้ (347.62 ± 8.45 และ 338.62 ± 12.56 ตามลำดับ) มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการศึกษาของ Ohkubo และคณะ (2002) (303 ± 7 และ 338 ± 30 ตามลำดับ) แต่มีความแตกต่างจากค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-Nb ที่ได้จากการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) ซึ่งมีค่าเท่ากับ 257 ± 29

การที่ค่าความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมที่วัดได้จากการวิจัยครั้งนี้ มีความแตกต่างไปจากค่าที่ได้จากการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) อาจมีสาเหตุมาจากขั้นตอนการเตรียมโลหะที่แตกต่างกัน การวิจัยครั้งนี้เตรียมขึ้นตัวอย่างโลหะด้วยเครื่องหล่อแบบโลหะระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางและหลังจากเหวี่ยงโลหะได้ปล่อยให้ขึ้นตัวอย่างโลหะเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้อง ซึ่งต่างจากการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) ที่นอกจากจะเตรียมขึ้นตัวอย่างโลหะด้วยเครื่องหล่อแบบโลหะระบบที่ใช้แรงดันก๊าซแล้ว หลังการเหวี่ยงโลหะยังได้นำขึ้นตัวอย่างโลหะไปชุบแข็งด้วยน้ำ (water-quenching) จึงอาจทำให้ความแข็งผิวของโลหะมีความแตกต่างกัน แต่มีข้อสังเกต

ว่า การชุบแข็งด้วยน้ำน่าจะมึผลทำให้โลหะมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้น แต่จากค่าความแข็งผิวที่วัดได้จากการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) กลับมีค่าน้อยกว่าค่าความแข็งผิวที่วัดได้จากการวิจัยครั้งนี้ ดังนั้น การชุบแข็งด้วยน้ำจึงไม่น่าจะเป็นสาเหตุที่ทำให้ค่าความแข็งผิวมีความแตกต่างกัน ความแตกต่างที่เกิดขึ้นน่าจะมาจากขั้นตอนการเตรียมโลหะขั้นตอนอื่น ซึ่งไม่สามารถทราบได้อย่างแน่ชัดในการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003)

นอกจากนี้ ลักษณะโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมไททาเนียมที่ประกอบด้วย 2 ภูมิภาค ได้แก่ ภูมิภาคแอลฟาและเบต้า โดยมีภูมิภาคแอลฟาที่มีลักษณะคล้ายเข็มแทรกตัวอยู่ในเกรน ภูมิภาคเบต้าที่มีความแข็งแรงกว่า แต่มีความเปราะมากกว่า ดังนั้น ในการวัดค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ ซึ่งใช้หัวกดรูปพีระมิดที่มีขนาดเล็กมาก (เส้นทแยงมุมเท่ากับ 50x50 ไมครอน) โดยเลือกกดแบบสุ่มและนำมาหาค่าเฉลี่ย หัวกดอาจถูกกดลงบนเกรนของภูมิภาคใดภูมิภาคหนึ่ง ถ้าตำแหน่งหัวกดที่ทำการทดสอบแต่ละครั้งในแต่ละชิ้นตัวอย่างถูกกดลงบนเกรนภูมิภาคที่มีความแข็งแรงหลายครั้ง เมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยก็จะทำให้ได้ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวที่สูง แต่ถ้าตำแหน่งหัวกดถูกกดลงบนเกรนภูมิภาคที่มีความอ่อนแอหลายครั้ง เมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยก็จะทำให้ได้ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวที่ต่ำ อาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวของโลหะผสมไททาเนียมมีความแตกต่างกันไป ซึ่งต่างจากการทดสอบในไททาเนียมบริสุทธิ์ที่ประกอบด้วยภูมิภาคแอลฟาเพียงภูมิภาคเดียว ค่าที่ได้จึงมีความใกล้เคียงกันมากกว่า

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิจารณ์ผลการทดลองตอนที่ 3

จากผลการทดสอบความต้านทานต่อการสึก เมื่อพิจารณาการสึกของโลหะแต่ละชนิดจากค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ พบว่า เมื่อคู่สับเป็นเคลือบฟัน โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นโลหะที่มีการสึกน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนัก คือ 0.78 ± 0.15 มิลลิกรัม ตามด้วยไททานเนียมบริสุทธิ์ที่มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนัก คือ 1.42 ± 0.52 มิลลิกรัม ซึ่งจากการวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่า ไม่มีความแตกต่างจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ส่วนในกลุ่มโลหะผสมไททานเนียม พบว่า มีการสึกของโลหะมากที่สุด โดยโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักคือ 2.22 ± 0.39 มิลลิกรัม และโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนักคือ 2.78 ± 0.43 มิลลิกรัม ซึ่งจากการวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่า โลหะผสมไททานเนียมทั้งสองชนิดมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียน้ำหนักที่ไม่แตกต่างกัน

เมื่อพิจารณาการสึกของฟันคู่สับของโลหะแต่ละชนิด จากค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สับ พบว่า ค่าการสูญเสียความสูงของฟันคู่สับเป็นไปในทิศทางเดียวกับค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ กล่าวคือ ฟันที่สับกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจะมีการสึกน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูงคือ 0.57913 ± 0.19129 มิลลิเมตร ตามด้วยฟันที่สับกับไททานเนียมบริสุทธิ์ ที่มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูง คือ 0.99622 ± 0.13571 มิลลิเมตร ในขณะที่ฟันที่สับกับโลหะผสมไททานเนียมจะมีการสึกมากที่สุดเช่นกัน โดยฟันที่สับกับโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียความสูง คือ 1.52149 ± 0.08769 มิลลิเมตร และฟันที่สับกับโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-7Nb มีค่าเฉลี่ยของค่าการสูญเสียน้ำหนัก คือ 1.48913 ± 0.21387 มิลลิเมตร ซึ่งจากการวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่า โลหะผสมไททานเนียมทั้งสองชนิดมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความสูงของฟันคู่สับที่ไม่แตกต่างกัน

ผลการวิจัยครั้งนี้มีความแตกต่างจากผลการศึกษาของ Ohkubo และคณะ (2002) ที่ได้ทดสอบความต้านทานต่อการสึกของไททานเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมไททานเนียมรูปแบบเบต้า 3 ชนิด ได้แก่ Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si, Ti-13Nb-13Zr และ Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al และโลหะผสมไททานเนียมรูปแบบแอลฟาและเบต้า 2 ชนิด ได้แก่ Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb โดยมีคู่สับเป็นโลหะชนิดเดียวกัน พบว่า โลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb มีอัตราการสึกต่ำกว่าไททานเนียมบริสุทธิ์ นอกจากนี้ ผลการวิจัยครั้งนี้ยังมีความแตกต่างจากผลการศึกษาของ Iijima และคณะ (2003) ที่ได้เปรียบเทียบการสึกระหว่างไททานเนียมบริสุทธิ์กับโลหะผสมไททานเนียม

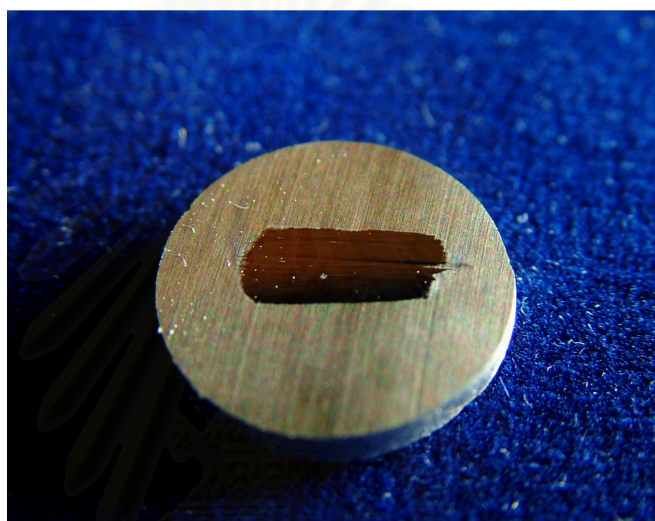
Ti-6Al-7Nb เมื่อคู่สับเป็นโลหะชนิดเดียวกันก็พบว่า โลหะผสมไททาเนียมTi-6Al-7Nb มีการสึกน้อยกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เช่นกัน

เนื่องจากการวิจัยครั้งนี้ออกแบบให้คู่สับของโลหะเป็นเคลือบฟัน เพราะต้องการศึกษาพฤติกรรมการสึกของโลหะแต่ละชนิดเมื่อคู่สับเป็นพันธกรรมชาติ ซึ่งต่างจากการศึกษาทั้งสองที่ใช้คู่สับเป็นโลหะชนิดเดียวกัน จึงทำให้ผลการวิจัยครั้งนี้มีความแตกต่างจากผลของการศึกษาทั้งสอง โดยผลการวิจัยสามารถอธิบายได้ว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นโลหะที่มีโครงสร้างที่แข็งแกร่งกว่าโลหะชนิดอื่นที่นำมาทดสอบ ดังนั้น เมื่อทดสอบการสึกของโลหะกับเคลือบฟัน จึงเกิดการสึกของโลหะน้อยที่สุด กอปรกับสมบัติของโลหะผสมที่มีความเรียบของผิวหลังการขัดสูงมาก จึงทำให้ฟันคู่สับเกิดการสึกน้อยที่สุดเช่นกัน ในขณะที่โลหะผสมไททาเนียมเป็นโลหะที่มีโครงสร้างแข็งแกร่งน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม จึงสามารถเกิดการสึกได้มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม กอปรกับสมบัติของโลหะผสมที่มีทั้งความแข็งผิวสูงมากและมีความหยาบของผิวหลังการขัดสูง จึงทำให้ฟันคู่สับมีการสึกอย่างรวดเร็ว เมื่อฟันคู่สับเกิดการสึกอย่างรวดเร็ว พื้นที่ผิวสึกของฟันคู่สับก็จะมีขนาดใหญ่และทำให้พื้นที่ผิวสึกของโลหะมีขนาดใหญ่ตามไปด้วย ผลก็คือทั้งโลหะและฟันคู่สับจึงเกิดการสึกมากที่สุด ส่วนไททาเนียมบริสุทธิ์แม้จะมีโครงสร้างที่แข็งแกร่งน้อยที่สุด รวมทั้งมีความหยาบของผิวมากที่สุด ซึ่งน่าจะเกิดการสึกของโลหะและฟันคู่สับมากที่สุด แต่จากสมบัติของโลหะที่มีความแข็งผิวดำ จึงทำให้ฟันคู่สับมีอัตราการสึกช้ากว่าเมื่อเทียบกับโลหะผสมไททาเนียม พื้นที่ผิวสึกของฟันคู่สับจึงมีขนาดเล็กกว่า ทำให้พื้นที่ผิวสึกของโลหะมีขนาดเล็กกว่าตามไปด้วย การสึกของทั้งโลหะและฟันคู่สับจึงเกิดน้อยกว่าโลหะผสมไททาเนียมแต่มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

ดังนั้น จากผลการวิจัยครั้งนี้ทำให้ทราบว่า พฤติกรรมการสึกของโลหะเกิดจากปัจจัยหลายอย่างร่วมกัน โดยความขรุขระผิวของโลหะ ความแข็งผิว รวมทั้งโครงสร้างจุลภาค เป็นปัจจัยส่วนหนึ่งที่มีอิทธิพลต่อการสึก นอกจากนี้ ยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับการสึก ซึ่งต้องมีการศึกษาต่อไป

เมื่อตรวจลักษณะผิวสึกของโลหะแต่ละชนิดด้วยเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซพบว่า ผิวสึกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความเรียบมากที่สุด ตามด้วยผิวสึกของไททาเนียมบริสุทธิ์ที่มีความขรุขระเพิ่มขึ้น โดยผิวสึกของโลหะผสมไททาเนียมทั้งสองชนิดมีลักษณะใกล้เคียงกันและมีความขรุขระมากที่สุด (รูปที่ 46 ก-ง) ซึ่งลักษณะพื้นผิวที่ตรวจพบมีความสอดคล้องกับค่าการสูญเสียน้ำหนักของโลหะ นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบลักษณะของผิวสึกกับผิวขัดมันของโลหะแต่ละชนิด พบว่า ผิวสึกของไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมมีความขรุขระมากกว่าผิวขัดมัน ในขณะที่ผิวสึกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีความขรุขระน้อยกว่าผิวขัด

มัน แสดงให้เห็นว่า เมื่อเกิดการสึกระหว่างโลหะกับเคลือบพื้น โลหะในกลุ่มไททาเนียมมีแนวโน้มที่จะมีความขรุขระของผิวเพิ่มขึ้น ในขณะที่โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีแนวโน้มที่จะมีความขรุขระของผิวลดลงหรือมีความเรียบมากขึ้น ซึ่งผลที่ได้จากการตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอร์ซ ยังมีความสอดคล้องกับลักษณะของผิวสีกที่ตรวจด้วยตาเปล่า ดังรูปที่ 51



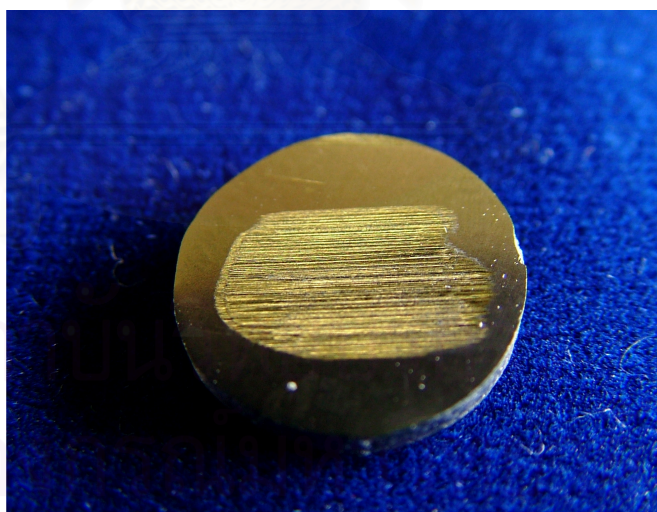
ก. แสดงผิวสีกของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมซึ่งมีลักษณะเรียบและเงา



ข. แสดงผิวสีกของไททาเนียมบริสุทธิ์ ที่มีลักษณะขรุขระ



ค. แสดงผิวสีของโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ที่มีลักษณะขรุขระ



ง. แสดงผิวสีของโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb ที่มีลักษณะขรุขระ

รูปที่ 51 ก-ง แสดงลักษณะผิวสีของโลหะแต่ละชนิดเมื่อตรวจด้วยตาเปล่า

ข้อเสนอแนะ

จากการวิจัยครั้งนี้พบว่า เมื่อคู่สับเป็นเคลือบฟัน ไททาเนียมทั้งในรูปแบบไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม มีความต้านทานต่อการสึกต่ำกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม นอกจากนี้ พบว่า โลหะในกลุ่มไททาเนียมยังทำให้เกิดการสึกของเคลือบฟันมากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ดังนั้น ในการเลือกโลหะที่จะนำมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ จึงต้องคำนึงถึงสมบัติเกี่ยวกับความต้านทานต่อการสึกดังกล่าว ซึ่งจะมีความสำคัญในบริเวณตะขอ ส่วนพัก (rest) แผ่นกันด้านข้าง (proximal plate) ส่วนโยงย่อย (minor connector) รวมทั้งที่ฟันปลอมโลหะเว้าของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่สัมผัสกับเคลือบฟัน ถ้าเลือกใช้โลหะที่มีความต้านทานต่อการสึกต่ำและหรือทำให้ฟันคู่สับมีการสึกมาก ก็จะมีผลทำให้โลหะและหรือฟันธรรมชาติเกิดการสึกอย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดผลเสียตามมาเช่น สูญเสียการสบฟันในศูนย์ สูญเสียการยึดอยู่ของตะขอ สูญเสียเสถียรภาพของการสบฟันและฟันปลอม และยังทำให้เกิดสิ่งกีดขวางการสบฟัน (Ivanhoe and Vaught, 1987)

ในกลุ่มของไททาเนียม เมื่อทดสอบความต้านทานต่อการสึกโดยออกแบบให้คู่สับเป็นโลหะชนิดเดียวกัน พบว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์ที่มีความแข็งผิวอ่อนโยนจะมีการสึกมากกว่าโลหะผสมไททาเนียมที่มีความแข็งผิวมาก (Ohkubo et al., 2002; Iijima et al., 2003) ดังนั้น เมื่อพิจารณาแต่สมบัติด้านความแข็งผิวอย่างเดียว เรามักคาดว่าโลหะที่มีความแข็งผิวมากจะมีการสึกน้อยกว่า แต่จากการวิจัยครั้งนี้ เมื่อออกแบบการทดสอบให้คู่สับเป็นฟันธรรมชาติ พบว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์กลับมีการสึกน้อยกว่าโลหะผสมไททาเนียม ซึ่งผลการวิจัยแสดงให้เห็นว่า สมบัติความแข็งผิวเพียงอย่างเดียวไม่สามารถอธิบายพฤติกรรมการสึกได้ทั้งหมด เนื่องจากการสึกเกิดจากหลายปัจจัยร่วมกันทั้งปัจจัยทางกายภาพได้แก่ ความแข็งผิว ความต้านทานต่อการเสียดทาน (frictional resistance) พลังงานแตกหัก (fracture toughness) โครงสร้างจุลภาค สิ่งแวดล้อมรอบๆ เช่น สารละลายหรือสารเคมี และลักษณะของพื้นผิวหลังการขัด (Oh et al., 2002) นอกจากนี้ การทดสอบความแข็งผิวยังอาจเกิดความแปรผันได้จากลักษณะของการทดสอบซึ่งใช้หัวกดรูปพีระมิดที่มีขนาดเล็กมาก ทำให้หัวกดอาจถูกกดลงบนวัสดุที่แตกต่างกัน ทำให้ได้ค่าที่แตกต่างกันตามที่ได้กล่าวไปแล้วในบทวิจารณ์ ดังนั้น จึงไม่ควรนำสมบัติเกี่ยวกับความแข็งผิวเพียงอย่างเดียวมาอธิบายพฤติกรรมการสึก

จากการวิจัยครั้งนี้ พบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีโครงสร้างจุลภาคที่แข็งแรงกว่าโลหะในกลุ่มไททาเนียมจึงสามารถคงสภาพของผิวหลังการขัดได้ดีกว่า นอกจากนี้ เมื่อตรวจสอบลักษณะของผิวสึกด้วยกล้องจุลทรรศน์อะตอมมิคฟอรัซ ยังพบว่า โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

มีผิวสีที่เรียกว่าโลหะในกลุ่มไททาเนียม ดังนั้น เมื่อเปรียบเทียบการใช้งานระหว่างโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและไททาเนียม โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจึงมีแนวโน้มที่จะสามารถคงสภาพของผิวขัดมันได้ดีกว่าและมีผิวสีที่เรียกว่า ทำให้การสีเกิดขึ้นอย่างช้าๆ ในขณะที่โลหะในกลุ่มไททาเนียมจะเกิดการสีในอัตราที่สูงกว่า และมีผิวสีที่หยาบกว่า จึงทำให้การสีเกิดต่อไปได้อย่างรวดเร็ว ในกรณีที่ใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมให้กับผู้ป่วย จึงมีความจำเป็นที่จะต้องเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจอย่างสม่ำเสมอ (periodic recall) และบอຍกว่าผู้ป่วยที่ใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เพื่อตรวจสอบสภาพของผิวโลหะ โดยเฉพาะบริเวณที่สัมผัสกับฟันธรรมชาติ และทำการขัดแต่งผิวสีให้มีความเรียบอยู่ตลอดเวลา เป็นการช่วยลดการสีของโลหะดังกล่าว



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ เป็นการทดลองภายในห้องปฏิบัติการ เพื่อทดสอบความต้านทานต่อการสึกของโลหะไททานเนียมเมื่อคู่สับเป็นพันธกรรมชาติส่วนเคลือบฟัน เทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม นอกจากนี้ ยังได้ศึกษาถึงปัจจัยบางอย่างที่มีอิทธิพลต่อการสึก ได้แก่ การวัดความขรุขระของผิวโลหะหลังการขัดและการวัดความแข็งผิวของโลหะ ภายใต้ข้อจำกัดและสภาวะของการทดลองนี้ ผลการวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

1. เมื่อขัดผิวโลหะด้วยขั้นตอนที่เหมือนกัน โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเป็นโลหะที่มีความเรียบของผิวหลังการขัดมากที่สุด รองลงมาได้แก่ โลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-7Nb และโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V ซึ่งมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ ($p>0.05$) โดยไททานเนียมบริสุทธิ์เป็นโลหะที่มีความเรียบของผิวหลังการขัดน้อยที่สุด
2. ความแข็งผิวของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-7Nb และโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ ($p>0.05$) แต่มีค่าสูงกว่าความแข็งผิวของไททานเนียมบริสุทธิ์
3. เมื่อคู่สับเป็นเคลือบฟัน โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม มีความต้านทานต่อการสึกสูงกว่าไททานเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททานเนียม โดยพิจารณาจากน้ำหนักของโลหะที่สูญเสียไป
4. เมื่อคู่สับเป็นเคลือบฟัน โลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-4V และโลหะผสมไททานเนียมTi-6Al-7Nb เป็นโลหะที่เกิดการสึกมากที่สุด รวมทั้งทำให้ฟันคู่สับเกิดการสึกมากที่สุดเช่นกัน

รายการอ้างอิง

ภาษาไทย

- จตุพร วุฒิกนกกาญจน์. การศึกษาสภาพพื้นผิวของโพลีเมอร์โดยใช้เทคนิค Atomic Force Microscopy, MTEC (เมษายน-มิถุนายน 2542): 46-50.
- เจน รัตนไพศาล. ทันตวัสดุศาสตร์. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์ไทยวัฒนาพานิช, 2533.
- ยาหยี่ศรีเฉลิม ศิลปบรรเลง. ฟันปลอมบางส่วนถอดได้เล่ม 1. กรุงเทพฯ: ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2538: 4-5.

ภาษาอังกฤษ

- ADA council on scientific affairs: Titanium application in dentistry. JADA 134 (2003): 347-349.
- Afzali, D., Maric, B., and Fenton, A. Titanium RPD clasp performance (abstract 1723). J Dent Res 74 (1995): 227.
- Al-Hazaimeh, N., and Gutteridge, D.L. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. Int Endo J 34 (2001): 40-46.
- Al-Mesmar, H.S., Morgano, S.M., and Mark, L.E. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 182 (1999): 15-21.
- Anusavice, K.J. Phillips' science of dental materials. 10th edition. Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1996: 655-662.
- Applegate, O.C. Factors to be considered in choosing an alloy. Dent Clin North Am (Nov 1960): 583 – 590.
- Asgar, K., Techow, B.O., and Jacobson, J.M. A new alloy for partial dentures. J Prosthet Dent 23 (1970): 36-43.

- Au, A.R., Lechner, S.K., Thomas, C.J., Mori, T., and Chung, P. Titanium for removable partial denture(III):2-year clinical follow –up in an undergraduate programme. J Oral Rehab27 (2000): 978-984.
- Baltag, I., Watanabe, K., Kusakari, H., and Miyakawa, O. Internal porosity of cast titanium removable partial denture: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. J Prosthet Dent 88 (2002): 151-158.
- Basker, R.M. Nickel sensitivity: some dental applications. Br Dent J151 (1981): 414-415.
- Bates, J.F. Cast clasps for partial dentures. Int Dent J 13 (1963): 610.
- Bates, J.F. The mechanical properties of the Cobalt-Chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J 119 (1965): 389.
- Bergman, M., Bergman, B., and Soremark, R. Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys. J Oral Rehab 7(July 1980): 325-330.
- Blackman, R., Barghi, N., and Tran, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 65(2)(1991): 309-315.
- Blanco-Dalmau, L., Carrasquillo-Alberty, H., and Silva-Parra, J.A. Study of nickel allergy. J Prosthet Dent 52(1983): 166-169.
- Bloem, T.J., McDowell, G.C., Lang, B.R. and Power, J.M. In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials. J Prosthet Dent 60(1988): 242-253.
- Bonollo, F., Natali, A.N., Pavan, P.G. Dental Biomechanics 1st edition. Taylor & Francis, London, 2003: 90-110.
- Brendlinger, D.L., and Tarsitano, J.J. Generalized dermatitis due to sensitivity to chrome cobalt removable partial denture. J Am Dent Assoc 81(1970): 392-394.
- Bridgeman, J.T., Marker, V.A., Hummel, S.K., Benson, B.W., and Pace, L.L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 78(2)(1997):187-193.

- Brown, D. All you want to know about titanium ,but were afraid to ask. Br dent J 182(1997): 398-399.
- Burstone, C.J., and Goldberg, A.J. Beta titanium :A new orthodontic alloy. Am J Orthod 77(1980): 121-132.
- Cecconi, B.T., Koeppen, R.G., Phoenix, R.D.,and Cecconi, M.L. Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. J Prosthet Dent 87(2002): 277-280.
- Combe, E.C., and Grant, A.A. The selection and properties of materials for dental practice. Br Dent J 134 (Mar 1973): 240-244.
- Covington, J.S., McBride, M.A., Slagle, W.F., and Disney, A.L.Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. J Prosthet Dent 54 (July1985): 127-136.
- Craig, R.G., and Power, J.M. Restorative dental material 11th ed. The C.V.Mosby Company, 2002: 488-494.
- Cunningham, D.M. Comparison of base metal alloys and type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. Dent Clin North Am17(Oct 1973): 719-722.
- Doran, A., Law, F.C., Allen, M.J., and Rushton, N. Neoplastic transformation of cells by soluble but not particular forms of metals used in orthopaedic implants. Biomaterials9(7-9)(1998): 751-759.
- Evan, E.J. Cell damage in vitro following direct contact with fine particle of titanium, titanium alloy and cobalt-chrome-molybdenum alloy. Biomaterials15(9)(1994): 713-717.
- Fenton, A.H., and Afzali, D. Accuracy of Ti RPD casting (abstract 1189). J Dent Res75(special issue)(1996):166.
- Ferguson, A.B., Laing, M.B., and Hodge, E.S. The ionization of metal implants in living tissues. J Bone Joint Surg 42 (1960): 77-90.quoted in Pierce, L.H., Goodkind, R.J. A status report of possible risks of base metal alloys and their components. J Prosthet Dent 62(1989): 234-237.

- Hirata, T., Nakamura, T., Takashima, F., Maruyama, T., Taira, M. and Takahashi, J. Studies on polishing of Ti and Ag-Pd-Cu-Au alloy with five dental abrasives. J Oral Rehab 28(2001): 773-777.
- Hudson, J.D., Goldstein G.R. and Georgescu, M. Enamel wear caused by three different restorative materials. J Prosthet Dent 74(6)(1995): 647-654.
- Iijima, D., Yoneyama, T., Doi, H., Hamanaka, H., and Kurosaki, N. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. Biomaterials 24 (2003): 1519-1524.
- Ivanhoe, J.R., and Vaught, R.D. Occlusion in combination fixed removable prosthodontic patient. Dent Clin North Am 31(3)(1987): 305-322.
- Jacobi, R., Shillingburg, H.T., and Duncanson, M.G. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surface and gold. J Prosthet Dent 66(1991): 303-309.
- Jagger, D.C., and Harrison, A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. J Oral Rehab 22(1995): 275-281.
- Jang, K.S., Youn, S.K., and Kim, Y.S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture framework. J Prosthet Dent 86 (2001): 93-98.
- Kabe, S. Studies on attrition of CP titanium as metal teeth. Tsurumi Univ Dent J 24(1998): 69-79.
- Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J Prosthet Dent 49(1983): 832-837.
- Kawazoe, T., and Suese, K. Clinical application of titanium crown. J Dent Med 30(3)(1989): 317-328.
- Khan, Z., Morris, J.C., and Fraunhofer, J.A. Wear of nonanatomic (monoplane) acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent 52(1984):172-174.
- Kobayashi, E., Wang, T.J., Doi, H., Yoneyama, T., and Hamanaka, H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. Journal of materials science 9(1998): 567-574.

- Kononen, M., Rintanen, J., Waltimo, A., and Kempainen, P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. J Prosthet Dent 73(1) (1995): 4-7.
- Kumuzawa, R., Watari, F., Takashi, N., Tanimura, Y., Uo, M., and Totsuka, Y. Effects of Ti ions and particles on neutrophil function and morphology. Biomaterials23(17) (Sep 2002): 3757-3764.
- Kurt, T.M., Ronald, D.W., Amp W.M., Barbara H.M. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. J Prosthet Dent 81(3)(1999): 356-364.
- Lane, J.R., and Mass, C.A. A survey of dental alloys. J Am Dent Assoc39(Oct 1949): 428-433.
- Latta, G.H., McDougal, S., Bowles, W.F. Response of known nickel-sensitive patient to a removable partial denture with a titanium alloy framework: A clinical report. J Prosthet Dent 70(1993): 109-110.
- Lautenschlager, E.P., and Monaghan, P. Titanium and titanium alloy as dental material. Int Dent J 43(1993): 245-253.
- Lindquist, T.J., Ogle, R.E. and Davis, E.L. Twelve-month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. J Prosthet Dent 74 (1995):156-161.
- MacGregor, A.R. Fenn, Liddelow and Gimson's Clinical dental prosthetics. 3rd edition n.p.: Butterworth&Co.Ltd.,1969.
- McGivney, G.T., Carr, A.B. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 10th edition. Missouri: Mosby, 2000: 35-58.
- Mahalick, J.A., Knap, F.J., and Weit, E.J. Occlusal wear in prosthodontics. J Am Dent Assoc 82(1971): 154-159.
- McCabe, J.F. Applied dental materials. 7thed, Oxford: Blackwell scientific publications,1990.
- McCracken, M. Dental implants materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosth Dent 8(1)(1999): 40-43.

- Miyaura, K., Morita, M., Matsuka, Y., Yamashita, A., Watanabe, T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehab 27 (12)(2000): 1073-1076.
- Moffa, J.P., Beck, W.D. and Hoke, A.W. Allergic response to nickel containing dental alloys. J Dent Res 56B78 (1977): 107.
- Moffa, J.P., Ellison, J.E., and Hamitton, J.C. Incidence of nickel sensitivity in dental patient. J Dent Res 62 (Mar 1983): 199.
- Monasky, G.E., and Taylor, D.F. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. J Prosth Dent 25(3)(1971): 299-306.
- Mori, T., Togaya, T., Jean-Louis, M. and Yabugami, M. Titanium for removable partial dentures.I.Laboratory procedures. J Oral Rehab 24(1997): 338-341.
- Morris, H.F., Manz, M., Stoffer, W., and Weir, D. Casting alloys: The materials and “the clinical effects”. Adv Dent Res 6 (Sep 1992): 28-31.
- Ohkubo, C., Shimura, I., Aoki, T., and Hanatani, S. Wear resistance of experimental Ti-Cu alloys. Biomaterials 24 (2003): 3377-3381.
- Ohkubo, C., Shimura, I., Aoki, T., and Hanatani, S. In vitro wear assessment of titanium alloy teeth. J Prosthodontics 11(4)(2002): 263 –269.
- Ohkubo, C., Watanabe, I., Hosoi, T., and Okabe, T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. J Prosthet Dent 83(2000): 50-57.
- Okabe, T., and Hero, H. The use of Titanium in dentistry. Cells Mater 5(1995): 211 – 230.
- Paffenbarger, G.C., and Dickson, G. Base metal alloys for oral restorations. J Am Dent Assoc 30 (Jun 1943): 852-862.
- Parr, G.R., Gardner, L.K., and Toth R.W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental material aspects. J Prosth Dent 54(3)(1985): 410-414.
- Pettersen, A.H. Casting alloys: Side effect. Adv Dent Res 6(Sep1992): 38-43.

- Peyton, F.A. Cast chromium-cobalts alloys. Dent Clin North Am. Symposium on dental materials (Nov 1958): 759-771.
- Pierce, L.H., and Goodkind, R.J. A status report of possible risks of base metal alloys & their component. J Prosthet Dent 62 (1989): 234-237.
- Rae, T. The toxicity of metals used in orthopaedic prostheses. An experimental study using cultured human synovial fibroblast. J Bone Joint Surg Br 63-B(3)(1981): 435-440.
- Ramp, M.H., Ramp, L.C., and Suzuki, S. Vertical Height Loss: an investigation of four restorative materials opposing enamel. J Prosthodontics 8(4)(1999): 252-257.
- Renner, A.M. The versatile use of titanium in implant prosthodontics. Quintessence Dent Technol (2001):188-197.
- Rodrigues, R.C., Ribeiro, R.F., Mattos, M.G., Bezzon, O.L. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial denture. J Prosthet Dent 88(3)(2002): 290-296.
- Roger, S.D., Howie, D.W., Graves, S.E., Percy, M.J., and Haynes, D.R. In vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niobium. J Bone Joint Surg Br 79(2)(Mar 1997): 311-315.
- Russell, M.M., May, K.B., Razzoog, M.E. Polishing sequence for titanium using dental armamentarium: A pilot study. Implant Dent 2(1993):117-121.
- Sedarat, C., Harmand, M-F., Naji, A., Nowzari, H. In vitro kinetic evaluation of titanium alloy biodegradation. J Periodont Res 36 (2001): 269-274.
- Semlitsch, M.F., Weber, H., and Streicher, R.M. Joint replacement components made of hot forged and Ti-6Al-7Nb alloy. Biomaterials13(1992): 781-788.
- Shepard, F.E., Grant, G.C., Moon, P.C., Fretwell, L.D. Allergic contact stomatitis from gold alloy- fixed partial denture. J Am Dent Assoc106(1983): 198-199.
- Shimura, I. In vitro study evaluated the relative wear resistance of CP titanium and artificial teeth materials. Tsurumi Univ Dent J 27(2001): 45-58.
- Soremark, R., Freedman, G., Goldin, J., and Gettleman, L. Structure & microdistribution of components of gold alloys. J Dent Res 45(1966): 1723-1735.

- Sulong, M.Z.A.M. and Aziz, R.A. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 63(1990): 342-349.
- Sutton, A.J., and Rogers, P.M. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: A clinical report. J Prosthodont 10(2) 2001:102-104.
- Suzuki, S., and Leinfelder, K.F. Wear of enamel cusp opposed by posterior composite resin. Quintessence International 24(12)(1993): 885-890.
- Taira, M. Studies of Ti alloys for dental casting. Dent Mater 5(1989): 45-50.
- Takahashi, J., Zhang, J., and Okazaki, M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. Dent Mater J 12(1993): 245-252.
- Tani, Y. Recent developments in the applications of titanium in japan. The third international symposium on the titanium in dentistry. Leura, New South Wales, Australia. Aug 29-31,1995.
- Taylor, D.F., Leibfritz, W.A., and Adler, A.G. Physical properties of chromium-cobalt dental alloys. J Am Dent Assoc 56(Mar 1958): 343-351.
- Taylor, D.F., and Sweeney, W.T. A proposed specification for dental chromium-cobalt casting alloys. J Am Dent Assoc 54(Jan 1957): 44-48.
- Thomas, C.J., Lechner, S., and Mori, T. Titanium for removable denture II. Two-year clinical observation. J Oral Rehab 24 (1977): 414-418.
- Thompson, G.J., and Puleo, D.A. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype: A function of differentiation timecourse in vitro. Biomaterials17(20) (Oct 1996): 1949-1954.
- Togaya, T., Kuwamura, Y., Tsutsumi, S., Tani, Y., Ohyagi, S., Hirose, H., Iwaki, S., Nasa, K., and Shimakawa S. Aluminous cement bonded magnesia investment for titanium casting. J Jap Soc Dent Mater Devices 11(special issue)(1992): 264-265.
- Togaya, T., Suzuki, M., Ida, K., Nakamura, M., and Uemura, T. Studies on magnesia investment for casting of titanium-improvement of fitness on casting by utilizing an expansion due to oxidation of additive Zr powder in the investment. J Jap Soc Dent Mater Devices 4(1985): 344-349.

- Togaya, T., Thomas, C.J., Mori, T., and Yabugami, M. Cyclic bending test for the evaluation of Ti castings and investments. Proceedings of 2nd International Symposium on Titanium in Dentistry. Kyoto, Japan, 1992: 53.
- Vallittu, P.K., and Kokkonen, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent 74(4)(1995): 412-419.
- Vreeberg, K.J.J., Groot, K., Blomberg, M., and Scheper, R.J. Induction of immunological tolerance by oral administration of nickel and chromium. J Dent Res 63 (1984): 124-128.
- Wakabayashi, N., and Ai, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent 77(1997): 583-587.
- Wang, R.R., and Fenton, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of literature. Quintessence Int 27(1996): 401-408.
- Wang, R.R., and Boyle, A.M. A method for inspection of porosity in Ti casting. J Prosthet Dent 70(1993): 275-277.
- Wang, R.R., and Li, Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. J Prosthet Dent 80 (1998): 495-500.
- Wang, T.J., Kobayashi, E., Doi, H., and Yoneyama, T. Castability of Ti-6Al-7Nb alloy for dental casting. J Med Dent Sci 46(1)(Mar 1999):13-19.
- Wolfaardt, J.F., and Peters, E. The base metal alloy question in removable partial dentures. A review of the literature and a survey of alloys in use in Alberta. J Can Dent Assoc 58 (Feb 1992):146-151.
- Woody, R.D., Huget, E.F., and Horton, J.E. Apparent cytotoxicity of base metal casting alloys. J Dent Res 56 (July 1977): 739-743.
- Yamauchi, M., Sakai, M., and Kawano, J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. Dent Mater J 7(1)(Jun 1998): 39-47.
- Yanagida, H., Matsumura, H., and Atsuta, M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. Am J Dent 14 (2001): 291-294.

Yuasa, Y., Sato, Y., Ohkawa, S., Nagasawa, T., Tsuru, H. Finite element analysis of the relationship between clasp dimension and flexibility. J Dent Res 69(1990):1664.

Zinelis, S. Effect of pressure of helium,argon,krypton,and xenon on the porosity, microstructure and mechanical properties of commercially pure titanium casting. J Prosthet Dent 84 (2000): 575-582.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 15 แสดงค่าเฉลี่ยความขรุขระผิว (roughness average: Ra) ของโลหะแต่ละชนิด (ไม่ครอน)

number of specimen	metal			
	Co-Cr alloys	Cp-Ti	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb
1	0.0278	0.1256	0.0827	0.0809
2	0.0244	0.1082	0.1044	0.0867
3	0.0221	0.1422	0.0966	0.1008
4	0.0233	0.1392	0.1042	0.0869
5	0.0213	0.1726	0.0895	0.0985
mean(μm)	0.0238	0.1376	0.0955	0.0908
standard deviation	0.0025	0.0238	0.0094	0.0085

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 16 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวหลังการขัด
One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

TYPE			Roughness average
Co-Cr	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	0.023780
		Std. Deviation	0.00253712
	Most Extreme Differences	Absolute	.203
		Positive	.203
		Negative	-.164
	Kolmogorov-Smirnov Z		.455
Asymp. Sig. (2-tailed)		.986	
Cp-Ti	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.137560
		Std. Deviation	0.0237543
	Most Extreme Differences	Absolute	.223
		Positive	.223
		Negative	-.130
	Kolmogorov-Smirnov Z		.498
Asymp. Sig. (2-tailed)		.965	
6-4	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	0.095480
		Std. Deviation	0.00943329
	Most Extreme Differences	Absolute	.222
		Positive	.172
		Negative	-.222
	Kolmogorov-Smirnov Z		.497
Asymp. Sig. (2-tailed)		.966	
6-7	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	0.090760
		Std. Deviation	0.00850459
	Most Extreme Differences	Absolute	.275
		Positive	.275
		Negative	-.219
	Kolmogorov-Smirnov Z		.615
Asymp. Sig. (2-tailed)		.844	

- a. Test distribution is Normal.
b. Calculated from data.

ตารางที่ 17 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่าเฉลี่ย
ความขรุขระผิวหลังการขัด

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Roughness average	2.936	3	16	.065

ตารางที่ 18 แสดงการทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวหลังการขัดด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-Way ANOVA)

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Roughness	Between Groups	.033	3	.011	60.464	.000
	Within Groups	.003	16	.000		
average	Total	.036	19			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 19 แสดงการทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยความขรุขระผิวด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบ
บอนเฟอโรนี (Bonferroni's multiple comparison)

Multiple Comparisons

Bonferroni

Dependent Variable	(I) TYPE	(J) TYPE	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Roughness	Co-Cr	Cp-Ti	-.113780*	.008556	.000	-.139519	-.088041
		6-4	-.071700*	.008556	.000	-.097439	-.045961
		6-7	-.066980*	.008556	.000	-.092719	-.041241
	Cp-Ti	Co-Cr	.113780*	.008556	.000	.088041	.139519
		6-4	.042080*	.008556	.001	.016341	.067819
		6-7	.046800*	.008556	.000	.021061	.072539
average	6-4	Co-Cr	.071700*	.008556	.000	.045961	.097439
		Cp-Ti	-.042080*	.008556	.001	-.067819	-.016341
		6-7	.004720	.008556	1.000	-.021019	.030459
	6-7	Co-Cr	.066980*	.008556	.000	.041241	.092719
		Cp-Ti	-.046800*	.008556	.000	-.072539	-.021061
		6-4	-.004720	.008556	1.000	-.030459	.021019

* The mean difference is significant at the .05 level.

ตารางที่ 20 แสดงค่าความแข็งผิวของโลหะแต่ละชนิด

number of specimen	metal			
	Co-Cr alloys	Cp-Ti	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb
1	345.90	189.20	348.30	356.70
2	334.90	189.70	360.10	324.70
3	349.00	160.60	336.90	335.40
4	340.70	159.90	348.80	345.20
5	360.00	163.30	344.00	331.10
mean	346.10	172.54	347.62	338.62
standard deviation	9.44	15.49	8.45	12.56

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 21 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าความแข็งผิว
One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

TYPE			VHN
Co-Cr	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	346.1000
		Std. Deviation	9.4374
	Most Extreme Differences	Absolute	.179
		Positive	.179
		Negative	-.130
	Kolmogorov-Smirnov Z		.401
Asymp. Sig. (2-tailed)		.997	
Cp-Ti	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	172.5400
		Std. Deviation	15.4898
	Most Extreme Differences	Absolute	.325
		Positive	.325
		Negative	-.259
	Kolmogorov-Smirnov Z		.726
Asymp. Sig. (2-tailed)		.668	
6-4	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	347.6200
		Std. Deviation	8.4503
	Most Extreme Differences	Absolute	.244
		Positive	.244
		Negative	-.134
	Kolmogorov-Smirnov Z		.547
Asymp. Sig. (2-tailed)		.926	
6-7	N		5
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	338.6200
		Std. Deviation	12.5585
	Most Extreme Differences	Absolute	.201
		Positive	.201
		Negative	-.134
	Kolmogorov-Smirnov Z		.450
Asymp. Sig. (2-tailed)		.987	

- a. Test distribution is Normal.
b. Calculated from data.

ตารางที่ 22 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่าความแข็งผิว

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Vicker's hardness number	2.245	3	16	.122

ตารางที่ 23 แสดงการทดสอบข้อมูลค่าความแข็งผิวด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-Way ANOVA)

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Vicker's hardness number	Between Groups	110622.384	3	36874.128	264.273	.000
	Within Groups	2232.488	16	139.531		
	Total	112854.872	19			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 24 แสดงการทดสอบข้อมูลค่าความแข็งผิวด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบ
บอนเฟอโรนนี่ (Bonferroni's multiple comparison)

Multiple comparisons

Bonferroni

Dependent Variable	(I) TYPE	(J) TYPE	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Vicker's hardness number	Co-Cr	Cp-Ti	173.5600*	7.4708	.000	151.0855	196.0345
		6-4	-1.5200	7.4708	1.000	-23.9945	20.9545
		6-7	7.4800	7.4708	1.000	-14.9945	29.9545
	Cp-Ti	Co-Cr	-173.5600*	7.4708	.000	-196.0345	-151.0855
		6-4	-175.0800*	7.4708	.000	-197.5545	-152.6055
		6-7	-166.0800*	7.4708	.000	-188.5545	-143.6055
	6-4	Co-Cr	1.5200	7.4708	1.000	-20.9545	23.9945
		Cp-Ti	175.0800*	7.4708	.000	152.6055	197.5545
		6-7	9.0000	7.4708	1.000	-13.4745	31.4745
	6-7	Co-Cr	-7.4800	7.4708	1.000	-29.9545	14.9945
		Cp-Ti	166.0800*	7.4708	.000	143.6055	188.5545
		6-4	-9.0000	7.4708	1.000	-31.4745	13.4745

* The mean difference is significant at the .05 level.

ตารางที่ 25 แสดงค่าการสูญเสียน้ำหนักของชิ้นตัวอย่างโลหะแต่ละชนิด

number of specimen	metal			
	Co-Cr alloys	Cp-Ti	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb
1	0.80	0.80	2.10	2.10
2	1.00	1.30	1.80	3.20
3	0.60	1.90	2.80	2.80
4	0.80	1.10	2.40	3.10
5	0.70	2.00	2.00	2.70
mean (mg)	0.78	1.42	2.22	2.78
standard deviation	0.15	0.52	0.39	0.43

ตารางที่ 26 แสดงการทดสอบความเท่ากันของตัวแปรร่วมของข้อมูลค่าความขรุขระผิวและความแข็งผิวของโลหะ

Box's Test of Equality of Covariance Matrices^a

Box's M	9.299
F	.797
df1	9
df2	2934
Sig.	.619

Tests the null hypothesis that the observed covariance matrices of the dependent variables are equal across groups.

a. Design: Intercept+RA+MHT+TYPE

ตารางที่ 27 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่าการสูญเสียน้ำหนัก และการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบของโลหะแต่ละชนิด

Levene's Test of Equality of Error Variances^a

	F	df1	df2	Sig.
Weight loss	3.289	3	16	.048
VHL	.769	3	16	.528

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

a. Design: Intercept+RA+MHT+TYPE

ตารางที่ 28 แสดงการทดสอบข้อมูลด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนหลายตัวแปร

Multivariate Tests^c

Effect		Value	F	Hypothesis df	Error df	Sig.
Intercept	Pillai's Trace	.369	3.798 ^a	2.000	13.000	.050
	Wilks' Lambda	.631	3.798 ^a	2.000	13.000	.050
	Hotelling's Trace	.584	3.798 ^a	2.000	13.000	.050
	Roy's Largest Root	.584	3.798 ^a	2.000	13.000	.050
Ra	Pillai's Trace	.041	.275 ^a	2.000	13.000	.764
	Wilks' Lambda	.959	.275 ^a	2.000	13.000	.764
	Hotelling's Trace	.042	.275 ^a	2.000	13.000	.764
	Roy's Largest Root	.042	.275 ^a	2.000	13.000	.764
VHN	Pillai's Trace	.325	3.123 ^a	2.000	13.000	.078
	Wilks' Lambda	.675	3.123 ^a	2.000	13.000	.078
	Hotelling's Trace	.480	3.123 ^a	2.000	13.000	.078
	Roy's Largest Root	.480	3.123 ^a	2.000	13.000	.078
Type	Pillai's Trace	1.093	5.619	6.000	28.000	.001
	Wilks' Lambda	.175	6.032 ^a	6.000	26.000	.000
	Hotelling's Trace	3.192	6.384	6.000	24.000	.000
	Roy's Largest Root	2.604	12.154 ^b	3.000	14.000	.000

a Exact statistic

b The statistic is an upper bound on F that yields a lower bound on the significance level.

c Design: Intercept+RA+MHT+TYPE

ตารางที่ 29 แสดงการทดสอบข้อมูลด้วยการวิเคราะห์ตัวแปรร่วม

Tests of Between-Subjects Effects

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	Weight loss	0.00001276 ^a	5	0.000002552	26.285	.000
	VHL	3.015 ^b	5	.603	19.553	.000
Intercept	Weight loss	0.0000007574	1	0.0000007574	7.801	.014
	VHL	0.03.254	1	0.03254	1.055	.322
Ra	Weight loss	0.00000004742	1	0.00000004742	.488	.496
	VHL	0.001414	1	0.001414	.046	.834
VHN	Weight loss	0.0000006507	1	0.0000006507	6.702	.021
	VHL	0.001671	1	0.001671	.054	.819
Type	Weight loss	0.000003302	3	0.000001101	11.336	.000
	VHL	.418	3	.139	4.521	.020
Error	Weight loss	0.000001359	14	0.00000009709		
	VHL	.432	14	0.03084		
Total	Weight loss	0.00007892	20			
	VHL	29.735	20			
Corrected Total	Weight loss	0.00001412	19			
	VHL	3.446	19			

a. R Squared = .904 (Adjusted R Squared = .869)

b. R Squared = .875 (Adjusted R Squared = .830)

ตารางที่ 30 แสดงการทดสอบข้อมูลค่าการสูญเสียน้ำหนักและการสูญเสียความสูงของฟันคู่สบ
ของโลหะแต่ละชนิดด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอโรนนิ
(Bonferroni's multiple comparison)

Multiple Comparisons

Bonferroni

Dependent Variable	(I) TYPE	(J) TYPE	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Weight loss	Co-Cr	Cp-Ti	-.000640	.000251	.127	-.001394	.000114
		6-4	-.001440*	.000251	.000	-.002194	-.000686
		6-7	-.002000*	.000251	.000	-.002754	-.001246
	Cp-Ti	Co-Cr	.000640	.000251	.127	-.000114	.001394
		6-4	-.000800*	.000251	.034	-.001554	-.000046
		6-7	-.001360*	.000251	.000	-.002114	-.000606
	6-4	Co-Cr	.001440*	.000251	.000	.000686	.002194
		Cp-Ti	.000800*	.000251	.034	.000046	.001554
		6-7	-.000560	.000251	.240	-.001314	.000194
	6-7	Co-Cr	.002000*	.000251	.000	.001246	.002754
		Cp-Ti	.001360*	.000251	.000	.000606	.002114
		6-4	.000560	.000251	.240	-.000194	.001314
VHL	Co-Cr	Cp-Ti	-.4170920*	.1041352	.006	-.7303653	-.1038187
		6-4	-.9423640*	.1041352	.000	-1.2556373	-.6290907
		6-7	-.9100000*	.1041352	.000	-1.2232733	-.5967267
	Cp-Ti	Co-Cr	.4170920*	.1041352	.006	.1038187	.7303653
		6-4	-.5252720*	.1041352	.001	-.8385453	-.2119987
		6-7	-.4929080*	.1041352	.001	-.8061813	-.1796347
	6-4	Co-Cr	.9423640*	.1041352	.000	.6290907	1.2556373
		Cp-Ti	.5252720*	.1041352	.001	.2119987	.8385453
		6-7	.0323640	.1041352	1.000	-.2809093	.3456373
	6-7	Co-Cr	.9100000*	.1041352	.000	.5967267	1.2232733
		Cp-Ti	.4929080*	.1041352	.001	.1796347	.8061813
		6-4	-.0323640	.1041352	1.000	-.3456373	.2809093

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the .05 level.

ตารางที่ 31 แสดงค่าการสูญเสียความสูงของชิ้นตัวอย่างพื้นเมื่อทดสอบเป็นโลหะแต่ละชนิด

number of specimen	metal			
	Co-Cr alloys	Cp-Ti	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb
1	0.87485	0.99571	1.41282	1.48248
2	0.58256	1.13825	1.53644	1.71352
3	0.34019	1.11500	1.48360	1.67798
4	0.55034	0.81359	1.65299	1.20145
5	0.54769	0.91854	1.52160	1.37020
mean (mm)	0.57913	0.99622	1.52149	1.48913
standard deviation	0.19129	0.13571	0.08769	0.21387



รูปที่ 52 แสดงเครื่องจำลองการสึก (Wear simulator)

ออกแบบโดย รศ.สถาพร สุปรีชากร ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายอาทร สุทธิวรารักษ์ เกิดที่กรุงเทพมหานคร เมื่อวันที่ 15 สิงหาคม พ.ศ. 2520 สัญชาติไทย สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตร์บัณฑิต (เกียรตินิยม) พ.ศ.2543 จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เคยรับราชการตำแหน่งอาจารย์ ที่ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ พ.ศ.2543-2544 ปัจจุบันเป็นสมาชิกทันตแพทยสมาคมแห่งประเทศไทย สมาชิกสมาคมทันตกรรมประดิษฐ์แห่งประเทศไทย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย