

การพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์  
โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ  
ENHANCEMENT OF CORROSION RESISTANCE OF  
Co-Cr-Mo ALLOYS BY ALLOYING ELEMENTS



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2564

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ENHANCEMENT OF CORROSION RESISTANCE OF  
Co-Cr-Mo ALLOYS BY ALLOYING ELEMENTS



MS. NEERAPHAT KUNBUALA  
MR. JIRACHANIN PHATTARAJARU

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN INDUSTRIAL ENGINEERING  
SCHOOL OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
ACADEMIC YEAR 2021

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์      การพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม  
   โมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ  
   ENHANCEMENT OF CORROSION RESISTANCE OF Co-Cr-Mo  
   ALLOYS BY ALLOYING ELEMENTS

นักศึกษา      นางสาวนীরภัทร ก้นบัวลา      รหัสประจำตัว      61010592  
   นายจิรชนินทร์ ภัทรจารุ      รหัสประจำตัว      61010144

หลักสูตร      วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์



(ผศ.ดร. พชรพล ตันขวิรุพห์)

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ
นักศึกษา	นางสาวนীরภัทร กันบัวลา นายจิรชรินทร์ ภัทรจารุ
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา	2564
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.พชรพล ตันทวีรุฬห์

### บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อศึกษาการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ โดยศึกษาพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก สารละลายที่ใช้ในการทดสอบคือ ของเหลวในร่างกายเทียม มีการวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีและปริมาณธาตุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM-EDX) วิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity test วิเคราะห์สมบัติทางกลของชิ้นงานด้วยเทคนิคการทดสอบความแข็ง (Hardness test) ทดสอบพฤติกรรมการกัดกร่อนด้วย 2 วิธี คือ การวัดค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (Open circuit potential) และ โพลเทนทีโอไดนามิกโพลาริเซชัน (Potentiodynamic polarization) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และตรวจสอบโครงสร้างพื้นผิวหลังการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ (Confocal microscope) จากการวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีพบว่าโลหะผสมทั้งหมดมีอัตราของธาตุส่วนใกล้เคียงกับที่วางแผนไว้ การวิเคราะห์สมบัติทางกลพบว่าโลหะผสมเจือไทเทเนียมและแทนทาลัมมีค่าความแข็งลดลง การวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์พบว่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์มากกว่า 70% ซึ่งให้เห็นว่าโลหะผสมทั้งหมดไม่เป็นพิษสามารถใช้ในร่างกายได้อย่างปลอดภัย ผลการทดสอบการกัดกร่อนพบว่าโลหะผสมที่เจือไทเทเนียมและแทนทาลัมมีอัตราการกัดกร่อนลดลง การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวของชิ้นงานพบว่าหลังจากการทดสอบการกัดกร่อนแล้วไม่พบเฟสอื่นเพิ่มจากการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อน

<b>Thesis Title</b>	Enhancement of Corrosion Resistance of Co-Cr-Mo Alloys by Alloying Elements
<b>Student</b>	Ms. Neeraphat Kunbuala Mr. Jirachanin Phattarajaru
<b>Degree</b>	Bachelor of Engineering in Industrial Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
<b>Academic Year</b>	2021
<b>Thesis Advisor</b>	Asst.Prof.Dr. Phacharaphon Tunthawiroon

### ABSTRACT

The thesis aims to enhance the corrosion resistance property of Co-Cr-Mo alloys by alloying elements of Ti and Ta. The amount of Ti and Ta which is individually added to Co-Cr-Mo alloys is limited at 1% by weight. In the study, the simulated body fluid is used as electrolyte for corrosion test. Corrosion behaviors of Co-Cr-Mo alloys and Ti and Ta-doped Co-Cr-Mo alloys were evaluated via open circuit potential (OCP) and linear polarization or potentiodynamic polarization test. Corrosion tests of three experimental alloys were carried out at a temperature of 37 C. Surface morphology and microstructure of alloys were examined by optical microscope, while the constituent phase of alloys was investigated by XRD. In addition to mechanical property testing by microhardness test, cytotoxicity test of alloys was also characterized by MMT technique. The surface morphology of alloys after corrosion test was examined by laser confocal microscope. Cytotoxic results showed that Ti and Ta were not caused cell damage or cell death. The alloying of Ta could significantly enhance the corrosion resistance of Co-Cr-Mo alloys significantly, compared to alloying of Ti and non-alloying element. Based on the corrosion examination, it was indicated that Ta could decrease the corrosion rate of Co-Cr-Mo alloys.

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เรื่องการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ดี ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ ผู้มีส่วนเกี่ยวข้องที่กรุณาให้ความช่วยเหลือ ให้ความรู้ ให้คำแนะนำ และให้คำปรึกษาจนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สามารถเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.พชรพล ตันทวีรุฬห์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ให้โอกาสข้าพเจ้าในการศึกษาปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ และยังคงช่วยเหลือชี้แนะแนวทางในการแก้ไขปัญหาข้อบกพร่องต่างๆ ที่เกิดขึ้นในขณะดำเนินงาน ตลอดจนให้ความรู้ ให้คำปรึกษา และความเอาใจใส่ในทุกๆ ด้านแก่ผู้จัดทำปริญญาานิพนธ์ตลอดระยะเวลาที่ผ่านมา จนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้มีความถูกต้องและสมบูรณ์ สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้เอื้อเฟื้อเครื่องมือและอุปกรณ์ในการทำงานวิจัย ตลอดจนอำนวยความสะดวกให้แก่ผู้จัดทำทั้งสถานที่ ห้องปฏิบัติการรวมถึงค่าใช้จ่ายในงานวิจัยจนสามารถทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วง

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. กษม ศรีรัศมี อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่คอยให้ความรู้ คำแนะนำ ให้ความช่วยเหลือ และชี้แนะแนวทางในการปฏิบัติระหว่างดำเนินงาน ตลอดจนอนุเคราะห์สถานที่และห้องปฏิบัติการให้แก่ผู้จัดทำจนปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จ

สุดท้ายนี้ผู้จัดทำวิจัยขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา รวมไปถึงผู้เกี่ยวข้องอื่นๆ ที่คอยเป็นกำลังใจที่ดีเสมอมา ให้ความช่วยเหลือในทุกๆ ด้าน จนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จ จึงขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้ด้วย ผู้จัดทำวิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ต่อวงการศึกษเกี่ยวกับวัสดุ อุตสาหกรรมการแพทย์ และผู้ที่มีความสนใจ

นางสาวนิรภัทร กันบัวลา

นายจิรชรินทร์ ภัทรจรรู

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ข
กิตติกรรมประกาศ .....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป .....	ณ
<b>บทที่ 1 บทนำ</b>	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 ขอบเขตของการศึกษา.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 แผนการดำเนินงาน.....	3
<b>บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง</b>	
2.1 อุตสาหกรรมการแพทย์.....	5
2.2 อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implants).....	6
2.3 คุณสมบัติของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant properties).....	6
2.3.1 คุณสมบัติพื้นผิว (Surface properties).....	6
2.3.2 คุณสมบัติเชิงกล (Mechanical properties).....	7
2.3.3 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility).....	7
2.4 วัสดุชีวภาพ (Biomaterials) .....	7
2.4.1 พอลิเมอร์(Polymer).....	8
2.4.2 เซรามิกส์ (Ceramics).....	9
2.4.3 โลหะ (Metal).....	9

## สารบัญ

## หน้า

2.5 ทฤษฎีการกัดกร่อน.....	13
2.5.1 ประเภทของการกัดกร่อน (Types of corrosion) .....	14
2.6 การทดสอบการกัดกร่อน (Types of corrosion tests) .....	15
2.6.1 ศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential).....	16
2.6.2 โพลเทนทีโอไดนามิก โพลลาไรเซชัน (Potentiodynamic polarization) .....	16
2.7 การตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาค (Microstructure observation).....	19
2.7.1 กล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope, OM).....	19
2.7.2 การวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบสารด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction).....	20
2.7.3 การวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope – Energy dispersive X-ray, SEM-EDX).....	21
2.7.4 การวิเคราะห์ Energy dispersive x-ray (EDX) .....	24
2.8 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ .....	26
2.9 การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of variance).....	27
2.9.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA).....	27
2.9.2 หลักการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA).....	28
2.9.3 การเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple comparison).....	31
2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	32

### บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน

3.1 วัสดุที่ใช้ในการทดสอบ.....	34
3.1.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ .....	35
3.1.2 การตัดชิ้นงานทดสอบ .....	40
3.1.3 การขัดชิ้นงานทดสอบ .....	42

## สารบัญ

### หน้า

3.2	ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic test).....	44
3.2.1	การเตรียมชิ้นงานทดสอบ .....	44
3.2.2	ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค (MTT cytotoxicity test) .....	46
3.3	ขั้นตอนการทดสอบสมบัติทางกลด้วยเทคนิคการวัดความแข็ง (Hardness test).....	46
3.4	ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อน .....	48
3.4.1	การเตรียมชิ้นงานทดสอบ .....	48
3.4.2	การเตรียมสารละลายทดสอบ .....	48
3.4.3	ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิคศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด Open circuit potential.....	49
3.4.4	ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิคโพเทนทีโอดนามิกโพลาริเซชัน Potentiodynamic polarization .....	50
3.4.5	การตัดกราฟ Tafel cuves.....	51
3.4.6	การคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน.....	51
3.5	ขั้นตอนการทดสอบลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology).....	52
3.6	การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ .....	52
3.7	อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง .....	57

### บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน

4.1	การวิเคราะห์ส่วนผสมทางเคมีด้วยเทคนิค SEM-EDX .....	64
4.2	ผลการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT cytotoxicity test.....	65
4.2.1	การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ .....	65
4.2.2	การวิเคราะห์เชิงปริมาณ.....	66

## สารบัญ

หน้า

4.3 การวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคและสมบัติทางกลของวัสดุก่อนการทดสอบการกัดกร่อน .....	70
4.3.1 การวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope, OM) .....	70
4.3.2 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ XRD .....	72
4.3.3 การวิเคราะห์สมบัติทางกลด้วยเทคนิคการทดสอบความแข็ง (Hardness test) .	73
4.4 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อน .....	74
4.4.1 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อนด้วยเทคนิค Open circuit potential	74
4.4.2 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อนด้วยเทคนิค Potentiodynamic polarization .....	76
4.5 การวิเคราะห์พื้นผิวหลังการทดสอบการกัดกร่อน.....	80
4.5.1 การวิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope, OM).....	80
4.5.2 การวิเคราะห์สารประกอบของชั้นฟิล์มบนพื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ XRD .....	82
4.5.3 การวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology).....	83

### บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง.....	84
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	85

เอกสารอ้างอิง.....86

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1	แผนการดำเนินงาน.....	4
ตารางที่ 2.1	องค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139) .....	10
ตารางที่ 2.2	องค์ประกอบทางเคมีของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F67) โลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136) .....	10
ตารางที่ 2.3	องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อ .....	12
ตารางที่ 2.4	คุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อ .....	12
ตารางที่ 2.5	ข้อมูลทั่วไป .....	28
ตารางที่ 2.6	ตาราง ANOVA.....	30
ตารางที่ 3.1	องค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม .....	34
ตารางที่ 3.2	ตารางแสดงขนาดของชิ้นงานทดสอบ .....	44
ตารางที่ 3.3	มาตรฐานของปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบ .....	45
ตารางที่ 3.4	ตารางแสดงปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบ.....	45
ตารางที่ 3.5	ตารางแสดงอัตราส่วนสารที่ใช้ในการเตรียมของเหลวเทียมในร่างกาย .....	48
ตารางที่ 3.6	อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง .....	57
ตารางที่ 4.1	ตารางแสดงส่วนประกอบของส่วนผสมทางเคมีของชิ้นงาน .....	64
ตารางที่ 4.2	ตารางแสดงค่าการดูดกลืนแสง .....	66
ตารางที่ 4.3	ตารางแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์อ้างอิงกับเซลล์ควบคุม .....	67
ตารางที่ 4.4	ตารางแสดงข้อมูลที่เคราะห์ด้วยโปรแกรม .....	69
ตารางที่ 4.5	ตารางแสดงค่าความแข็งของชิ้นงานทดสอบ .....	73
ตารางที่ 4.6	ตารางแสดงค่า $E_{corr}$ และ $I_{corr}$ ของชิ้นงานทดสอบ .....	77
ตารางที่ 4.7	ตารางแสดงอัตราการกัดกร่อนของชิ้นงานทดสอบ .....	79
ตารางที่ 4.8	ตารางแสดงค่าความสูงของชิ้นงาน.....	83

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ประเภทของวัสดุทางชีวการแพทย์ .....	8
รูปที่ 2.2 โครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม .....	11
รูปที่ 2.3 ไดอะแกรมแสดงรูปแบบการทำงานของสัคกีไฟฟ้าแบบเปิด .....	16
รูปที่ 2.4 ตัวอย่างกราฟเส้นโค้งโพลาริซชัน .....	17
รูปที่ 2.5 ไดอะแกรมแสดงรูปแบบการทำงานของ 3 อิเล็กโทรด .....	18
รูปที่ 2.6 การทำงานของกล้องจุลทรรศน์แบบแสง .....	20
รูปที่ 2.7 การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ในผลึก.....	20
รูปที่ 2.8 การทำงานของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด .....	23
รูปที่ 2.9 การเกิดอันตรกิริยาระหว่างอิเล็กตรอนปฐมภูมิกับตัวอย่างที่ระดับชั้นความลึกต่างๆ .....	23
รูปที่ 2.10 การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวที่ระดับพลังงานของชั้นวงโคจรต่างๆ .....	24
รูปที่ 2.11 การกระตุ้นให้เกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวโดยใช้อิเล็กตรอน .....	25
รูปที่ 3.1 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ASTM F75 .....	35
รูปที่ 3.2 รูปแสดงขั้วแคโทดแอโนดภายในเตา Electric arc furnace (EAF).....	36
รูปที่ 3.3 รูปภายในเตาหลอมก่อนการหลอม .....	37
รูปที่ 3.4 รูปภายในเตาหลอมหลังการหลอม.....	37
รูปที่ 3.5 เฟสไดอะแกรมของธาตุโคบอลต์โดยมีปริมาณโครเมียมที่แตกต่างกัน .....	38
รูปที่ 3.6 ชิ้นงานก่อนทำการอบเพื่อให้เป็นเนื้อเดียว.....	39
รูปที่ 3.7 ชิ้นงานหลังทำการอบเพื่อให้เป็นเนื้อเดียว .....	39
รูปที่ 3.8 การตัดชิ้นงานทดสอบ.....	40
รูปที่ 3.9 การตัดความหนาชิ้นงานทดสอบ.....	40
รูปที่ 3.10 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังจากการตัด.....	41
รูปที่ 3.11 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมหลังจากการตัด .....	41
รูปที่ 3.12 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมหลังจากการตัด .....	42
รูปที่ 3.13 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังจากการขัด.....	42
รูปที่ 3.14 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เจือไทเทเนียมหลังจากการขัด .....	43

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 3.15 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เจือแทนทาลัมหลังจากการขัด.....	43
รูปที่ 3.16 ตัวอย่างบริเวณที่ถูกหัวเพชรกัด.....	47
รูปที่ 3.17 ภาพตัวอย่างหน้าจอขณะทำการทดสอบความแข็ง.....	47
รูปที่ 3.18 ของเหลวในร่างกายเทียม (Simulated body fluid).....	49
รูปที่ 3.19 ตัวอย่างโปรแกรมขณะทดสอบศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential).....	50
รูปที่ 3.20 ตัวอย่างโปรแกรมขณะทดสอบโพเทนทิโอดนามิกโพลาริเซชัน (Potentiodynamic polarization).....	50
รูปที่ 3.21 ตัวอย่างการเลือกจุดตัดความชันหาค่า $E_{corr}$ และ $I_{corr}$ .....	51
รูปที่ 3.22 ตัวอย่างการวัดความสูงของชิ้นงานทดสอบ.....	52
รูปที่ 3.23 การสร้างตัวแปรในโปรแกรม SPSS.....	53
รูปที่ 3.24 การใส่ข้อมูลในโปรแกรม SPSS.....	53
รูปที่ 3.25 การเลือกคำสั่งตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล.....	54
รูปที่ 3.26 การเลือกตัวแปรและคำสั่งวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล.....	54
รูปที่ 3.27 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล.....	55
รูปที่ 3.28 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล.....	55
รูปที่ 3.29 การเลือกวิธีการเปรียบเทียบในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว.....	56
รูปที่ 3.30 ตัวอย่างผลจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว.....	56
รูปที่ 4.1 เซลล์ L929 ที่เลี้ยงด้วยอาหารเซลล์ปกติ.....	65
รูปที่ 4.2 เซลล์ L929 ที่เลี้ยงด้วยอาหารเซลล์ที่ผ่านการแชร์ร่วมกับชิ้นงานทดสอบ.....	65
รูปที่ 4.3 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์.....	67
รูปที่ 4.4 Software SPSS และ ลักษณะข้อมูลที่ใช้วิเคราะห์.....	68
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์.....	69
รูปที่ 4.6 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน.....	70

## สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 4.7 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน	71
รูปที่ 4.8 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน	71
รูปที่ 4.9 ผลการวิเคราะห์ XRD ก่อนทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	72
รูปที่ 4.10 ตารางแสดงข้อมูลการวิเคราะห์ค่าความแข็งด้วยโปรแกรม	73
รูปที่ 4.11 ผลการวิเคราะห์ค่าความแข็ง	74
รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับเวลาของชิ้นงานทดสอบ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	75
รูปที่ 4.13 แผนภูมิแท่งแสดงค่า OCP ของชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	75
รูปที่ 4.14 กราฟเส้นโค้งโพลาริเซชันของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	76
รูปที่ 4.15 กราฟทาเฟล (Tafel curve) ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	77
รูปที่ 4.16 แผนภูมิแท่งแสดงค่า $E_{corr}$ ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	78
รูปที่ 4.17 แผนภูมิแท่งแสดงค่า $I_{corr}$ ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม	78

## สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 4.18 อัตราการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม .....	79
รูปที่ 4.19 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังการทดสอบการกัดกร่อน .....	80
รูปที่ 4.20 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมหลังการทดสอบการกัดกร่อน .....	81
รูปที่ 4.21 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมหลังการทดสอบการกัดกร่อน .....	81
รูปที่ 4.22 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม .....	82
รูปที่ 4.23 แผนภูมิแท่งแสดงค่าความแตกต่างของความสูงที่ผิวชิ้นงาน .....	83

# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ ขอบเขต ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และขั้นตอนในการดำเนินงานของปริญญาานิพนธ์เรื่อง การพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. ความเป็นมาและความสำคัญ
2. วัตถุประสงค์ของการศึกษา
3. ขอบเขตการศึกษา
4. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ
5. ขั้นตอนการดำเนินงาน

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ในปัจจุบันอุตสาหกรรมทางการแพทย์มีการพัฒนาขึ้นอย่างมากจากในอดีต ไม่ว่าจะเป็นเรื่องวิธีการรักษาต่างๆ ยารักษาโรค รวมไปถึงเทคโนโลยีทางการแพทย์ ซึ่งต้องยอมรับว่าในปัจจุบันเทคโนโลยีทางการแพทย์มีบทบาทสำคัญในการดำรงชีวิตของมนุษย์เพราะเป็นการเพิ่มโอกาสและทางเลือกในการรักษาให้แก่มนุษย์ หนึ่งในเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่น่าสนใจคือ สร้างอวัยวะเทียมเพื่อนำมาใช้ทดแทนอวัยวะเดิมที่อาจจะเสื่อมสภาพไปจากอายุขัยหรืออุบัติเหตุต่างๆ แน่นนอนว่าอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์ (Medical implants) ต่างๆ เหล่านี้ต้องมีการใช้งานเชื่อมต่อกับภายในร่างกายดังนั้นการศึกษาคูณสมบัติและลักษณะการใช้งานของวัสดุที่จะนำมาใช้ทำอวัยวะเทียมนั้นจึงมีความจำเป็นเป็นอย่างยิ่ง นอกจากนี้วัสดุที่ใช้ทำอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์ต้องมีความเหมาะสมกับการใช้งานในแต่ละส่วนทำให้การศึกษาวัสดุที่ใช้ผลิตอวัยวะเทียมจึงเป็นเรื่องสำคัญอย่างยิ่งเพื่อเป็นการต่อยอดและพัฒนาอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

วัสดุที่ใช้งานในทางการแพทย์ (Biomedical material) แบ่งออกเป็น 3 ชนิดหลักๆ ได้แก่ พอลิเมอร์ เซรามิกส์ และโลหะ ซึ่งพอลิเมอร์นั้นเป็นวัสดุที่ใช้ทดแทนเนื้อเยื่ออ่อนในร่างกาย และใช้ในงานศัลยกรรมความงาม จึงไม่เหมาะสำหรับการนำมาใช้งานในส่วนข้อต่อรับน้ำหนักและรับแรงกระแทก ส่วนเซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความแข็งแรง ทนต่อการกัดกร่อนและการเสียดสี แต่เนื่องด้วยเซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความเปราะ เมื่อเกิดการชำรุดแตกหักจะทำให้ยากต่อการรักษา แต่โลหะเป็นวัสดุที่ทนต่อการกัดกร่อน และมีคุณสมบัติทางกลที่ดี สามารถสร้างชั้นฟิล์มได้ จึงทำให้โลหะเป็นวัสดุที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้ผลิตอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์สำหรับรองรับน้ำหนักและแรงกระแทก [1]

ในทางการแพทย์นั้นโลหะที่ถูกนำมาใช้งานในส่วนของอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์นั้นมีหลายชนิด ซึ่งจะมีคุณสมบัติทางกล ความสามารถในการทนต่อการกัดกร่อน และราคาที่แตกต่างกัน ซึ่งโลหะแต่ละชนิดก็จะถูกใช้งานแตกต่างกันไป แต่ถ้าพูดถึงส่วนของอวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์ที่รองรับน้ำหนักและแรงกระแทกนั้นจะนิยมใช้โลหะจำพวก สแตนเลส 316L ไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ในส่วนของสแตนเลส 316L นั้นเป็นโลหะที่มีราคาถูกและทนต่อการกัดกร่อน แต่เมื่อนำมาเทียบกับไทเทเนียมจะพบว่าไทเทเนียมมีความแข็งแรงใกล้เคียงกับกระดูกและทนต่อการกัดกร่อนมากกว่าโลหะ และไทเทเนียมยังมีน้ำหนักเบาแต่เนื่องด้วยราคาที่สูงทำให้อวัยวะปลูกฝังทางการแพทย์ที่ใช้วัสดุเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม มีความเหมาะสมมากกว่าเนื่องจากเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่าง สแตนเลส 316L และไทเทเนียม และออกไซด์ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมยังสามารถยึดเกาะได้ดีกว่าสแตนเลส 316L และไทเทเนียม จึงคาดคะเนได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เป็นวัสดุที่ทนต่อการกัดกร่อนและสามารถทนต่อแรงเสียดทานได้ดี [2], [3]

และในปัจจุบันก็ยังพบว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมยังถูกนำมาใช้เป็นวัสดุพื้นฐานในทางการแพทย์หลายโดยเฉพาะในส่วนของตัววัสดุฝังใน (Implant) ที่ใช้เป็นข้อต่อในการรับน้ำหนักต่างๆ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ก็ยังคงใช้ได้ดีแต่เนื่องจากคุณสมบัติของตัววัสดุเองสามารถทนต่อการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นจากการใช้งานภายในร่างกายของเราได้เพียงระดับหนึ่ง ทำให้วัสดุฝังในที่ทำมาจากโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม มีอายุการใช้งานได้เพียง 15 ปีเท่านั้น [4] ซึ่งอาจจะส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยที่อายุน้อยทำให้ในช่วงชีวิตของผู้ป่วยต้องได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนวัสดุฝังในอีกซึ่งจะไม่เป็นผลดีต่อตัวผู้ป่วยเอง พวกเราจึงสนใจที่จะศึกษาและพัฒนาวัสดุฝังในให้มีอายุการใช้งานนานยิ่งขึ้นด้วยการเพิ่มความต้านทานการกัดกร่อนซึ่งวิธีที่เราสนใจคือการเพิ่มธาตุเข้าไปในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเพื่อให้วัสดุมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้นเพื่อเพิ่มอายุการใช้งานของอวัยวะเทียม

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

เพื่อเพิ่มอายุการใช้งานของวัสดุฝังในที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

## 1.3 ขอบเขตของการศึกษา

### 1. วัสดุ

- 1.1 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (ASTM 75)
- 1.2 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เพิ่มไทเทเนียม 1 % โดยน้ำหนัก
- 1.3 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เพิ่มแทนทาลัม 1 % โดยน้ำหนัก

## 2. ลักษณะพฤติกรรมการกัดกร่อน

2.1 การวัดค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (Open circuit potential, OCP)

2.2 โปเทนทีโอไดนามิก โพลาริเซชัน (Potentiodynamic polarization)

### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้เข้าใจพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมที่เติมไทเทเนียมและแทนทาลัมเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

2. อาจพัฒนาจนเกิดเป็นธาตุใหม่สำหรับใช้ผลิตอวัยวะฝังในเทียม

### 1.5 แผนการดำเนินงาน

แผนการดำเนินงานของการศึกษางานวิจัยนี้แสดงในตารางที่ 1.1



ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงาน

รายการ	สิงหาคม				กันยายน				ตุลาคม				พฤศจิกายน				ธันวาคม				มกราคม				กุมภาพันธ์				มีนาคม			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1. ค้นหาหัวข้อที่น่าสนใจสำหรับการศึกษา	←	→																														
2. ค้นหาข้อมูลงานวิจัย อุปกรณ์ และ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	←	→																														
3. ออกแบบการทดลอง									←	→																						
4. ทดลอง													←	→																		
5. วิเคราะห์ผลลัพธ์																									←	→						
6. สรุปผล																													←	→		
7. จัดทำเล่มโครงการ																																

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียด ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจอร์ ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. อุตสาหกรรมการแพทย์
2. อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implants)
3. คุณสมบัติของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implants properties)
4. วัสดุชีวภาพ (Biomaterials)
5. ทฤษฎีการกัดกร่อน
6. การทดสอบการกัดกร่อน (Types of corrosion tests)
7. การตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาค (Microstructure observation)
8. การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity test)
9. การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of variance)
10. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 อุตสาหกรรมการแพทย์

ในช่วงเริ่มแรกของอุตสาหกรรมทางการแพทย์ที่เป็นวัสดุโลหะได้เริ่มต้นในปี 1930 โดยการใช้ไวทาเลียมสำหรับการเตรียมการหล่อทันตกรรมโลหะ แต่เนื่องจากไวทาเลียมที่ใช้สำหรับทันตกรรมต้องผสมทองทำให้กลายเป็นวัสดุที่ราคาแพงมาก หลังจากนั้นจึงเกิดการพัฒนาในช่วงกลางทศวรรษปี 1960 มีการนำปูนซีเมนต์โพลี (Methyl methacrylate) สำหรับใช้จริงในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมเป็นครั้งแรก ซึ่งแรงบิดและแรงเสียดทานของวัสดุนี้ค่อนข้างสูงส่งผลให้เกิดเศษโลหะและคลายตัวเร็วและต่อมาในปีเดียวกัน John Charnley ได้พัฒนาการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมที่มีแรงเสียดทานต่ำ โดยการใช้เปลือกอะซิตาบาติกที่ทำมาจากพอลิเตตระฟลูออโรเอทิลีน (PTFE, Teflon) แต่การออกแบบนี้ส่งผลให้เกิดความล้มเหลวในช่วงต้นเนื่องจากเปลือกอะซิตาบาติกนอกจากจะมีแรงเสียดทานต่ำแล้ว ความต้านทานการสึกหรอก็ต่ำมากเช่นกัน จึงได้มีการแทนที่เปลือกอะซิตาบาติกที่มีความหนาแน่นของโพลีเอทิลีนสูงซึ่งความเสียดทานไม่เท่ากัน แต่มีความสามารถในการทนทานต่อการสึกหรอได้มากกว่า [4]

อุตสาหกรรมทางการแพทย์ในปัจจุบันมีการพัฒนาทางด้านการแพทย์ขึ้นเป็นอย่างมากจากในอดีต ในปัจจุบันโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เป็นหนึ่งในวัสดุพื้นฐานในทางการแพทย์ที่สำคัญที่สุดเช่น การศัลยกรรมกระดูก หลอดเลือดหัวใจ ทันตกรรม และโดยเฉพาะในส่วนของตัววัสดุฝังใน (Implants) ที่ใช้เป็นข้อต่อในการรับน้ำหนักต่าง ๆ

## 2.2 อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implants)

อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implants) คือผลิตภัณฑ์ที่ตอบสนองความต้องการด้านการทำงานทดแทนเกือบทุกอย่างในร่างกายหรือทดแทนส่วนที่สึกหรอ โดยทำงานภายในสภาพแวดล้อมในร่างกายมนุษย์ ตามหลักการอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีคุณสมบัติทางด้านชีวภาพเทียบเท่ากับเนื้อเยื่อในร่างกาย และไม่ส่งผลเสียใดๆต่อร่างกาย รวมไปถึง ความต้านทานการกัดกร่อนที่ดี ความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่สูง การยึดเกาะทางชีวภาพที่ดี [5]

## 2.3 คุณสมบัติของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant properties)

อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีคุณสมบัติทางเคมีและทางกายภาพที่เพียงพอเพื่อให้มีการแทรกซึมของเนื้อเยื่อและการแพร่ของสารอาหาร มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพเพื่อหลีกเลี่ยงการตอบสนองของระบบของระบบภูมิคุ้มกัน มีความต้านทานการกัดกร่อน ต้านทานการย่อยสลาย และมีความสามารถในการดูดซับทางชีวภาพเพื่อให้เซลล์ในร่างกายทำงานได้อย่างปกติ นอกจากนี้อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีโครงสร้างที่เป็นรูพรุนเพื่อสะดวกต่อการเคลื่อนที่ของเซลล์ สารอาหาร และของเสีย อีกทั้งควรมีลักษณะพื้นผิวที่เหมาะสมเพื่อรับรองการยึดเกาะ และการเจริญเติบโตของเซลล์ในร่างกาย สำหรับคุณสมบัติอื่นๆของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ มีดังนี้ [6]

### 2.3.1 คุณสมบัติพื้นผิว (Surface properties)

พื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์มีผลต่อการยึดเกาะและการตอบสนองของเซลล์และเนื้อเยื่อ โดยพื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์สามารถจำแนกตามความหยาบผิว (Roughness) ลักษณะพื้นผิว (Texture) และทิศทางการจัดเรียงอะตอม [6] โดยอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีความหยาบผิวสูงจะช่วยเพิ่มพื้นที่สัมผัสกับเซลล์ส่งผลให้อุปกรณ์ยึดติดกับเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น [7] สำหรับลักษณะพื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์สามารถแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ พื้นผิวแบบเว้าที่เกิดจากการบำบัดด้วยสารเติมแต่ง เช่น การเคลือบด้วยสารไฮดรอกซีแอปาทิต (Hydroxyapatite) และพื้นผิวแบบนูนที่เกิดจากการกัด (Etching) และการพ่น (Blasting) ในส่วนทิศทางการจัดเรียงอะตอมสามารถแบ่งออกเป็น พื้นผิวแบบไอโซทรอปิก (Isotropic surfaces) คือคุณสมบัติของวัสดุจะไม่เปลี่ยนแปลงไปตามทิศทางการจัดเรียงอะตอม และพื้นผิวแบบแอนไอโซทรอปิก (Anisotropic) คือคุณสมบัติของวัสดุจะเปลี่ยนแปลงไปตามทิศทางการจัดเรียงอะตอม [6]

### 2.3.2 คุณสมบัติเชิงกล (Mechanical properties)

คุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่ควรพิจารณาก่อนการผลิต ได้แก่

1. โมดูลัสสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์เป็นค่าที่แสดงถึงการตอบสนองต่อความเครียดและความเค้นภายในกระดูก [8] ซึ่งควรเลือกอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีโมดูลัสสภาพยืดหยุ่นเทียบเท่ากระดูก (18 GPa) เพื่อกระจายความเค้นที่อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ให้สม่ำเสมอและลดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อกระดูกเทียม [7]

2. ความทนต่อแรงดึง (Tensile strength) ความทนต่อแรงอัด (Compressive strength) และความทนต่อแรงเฉือน (Shear strength) ซึ่งอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความทนต่อแรงดึงและทนต่อแรงอัดสูงเพื่อป้องกันการแตกหักและสร้างเสถียรภาพในการทำงาน และการถ่ายโอนความเค้นจากอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ไปยังกระดูกที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ความทนต่อแรงเฉือนเพิ่มขึ้นส่งผลให้ลดความเค้นในอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [7]

3. ความทนต่อแรงดึงที่จุดคราก (Yield strength) และความต้านทานแรงล้า (Fatigue strength) ซึ่งอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความต้านทานแรงดึงที่จุดครากและความต้านทานแรงล้าสูงเพื่อป้องกันการแตกหักจากการใช้งาน [7]

4. ความเหนียว (Ductility) ของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความเหนียวขั้นต่ำ 8% เนื่องจากความเหนียวเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีรูปร่างซับซ้อน

5. ความแข็ง (Hardness) และความแกร่ง (Toughness) ซึ่งการเพิ่มขึ้นของความแข็งของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ช่วยลดการสึกหรอของวัสดุ และการเพิ่มขึ้นของความแกร่งจะช่วยป้องกันการแตกหักของวัสดุ [7]

### 2.3.3. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility)

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ หมายถึง ความสามารถของวัสดุที่เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย ทำให้มีการเจริญของเนื้อเยื่อกระดูกเข้าไปภายในอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์จนเนื้อเดียวกัน โดยไม่ก่อให้เกิดอันตราย [6]

### 2.4 วัสดุชีวภาพ (Biomaterials)

วัสดุชีวภาพ (Biomaterials) คือ วัสดุที่ใช้ในร่างกายเพื่อทำหน้าที่ทดแทนอวัยวะที่สึกหรอหรือใช้เพื่อเป็นอวัยวะเทียม เพื่อใช้ในงานด้านชีวการแพทย์ในรูปแบบต่าง ๆ โดยต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ วัสดุชีวภาพจะถูกแบ่งออกเป็น 3 ประเภทใหญ่ๆ คือ โลหะ เซรามิกส์ และ พอลิเมอร์ ดังในรูปที่ 2.1

Mechanical properties / biomedical materials classes	Elastic modulus (GPa)	Tensile Strength (MPa)
<b>Metal</b>		
Ti-alloys	116	965
Amalgam	30	58
Ti-6Al-4V	15-30	70-150
stainless steel 316L	210	600
Co-Cr Alloys	120	900
Co-Cr Alloys	210	1085
<b>Ceramics</b>		
Alumina	380	300
Zirconia	220	820
Bioglass	35	42
Hydroxyapatite(HA)	95	50
<b>Polymers</b>		
Polyurethane(PE)	0.8-22	30-40
Polyurethane (PU)	0.02-0.9	21-40
Polytetrafluoroethylene (PTFE)	0.5-2	
Polyacetal (PA)	2.1	67
Polymethylmethacrylate (PMMA)	0.6-2.55	23-59
Polyethylene Terephthalate (PET)	2.85	61
Silicone Rubber (SR)	0.008	7.6
Polyetheretherketone (PEEK)	8.3	139
Poly(lactic acid) (PLA)		
Polysulfone (PS)	2.65	75

Source: Black and Hasting 1998; Cheung *et al.* 2009; Ramakrishna *et al.* 2001.

รูปที่ 2.1 ประเภทของวัสดุทางชีวการแพทย์ [5]

#### 2.4.1 พอลิเมอร์ (Polymer)

พอลิเมอร์ (Polymer) เป็นโมเลกุลขนาดใหญ่ที่ประกอบด้วยหน่วยการทำซ้ำที่มีพันธะโควาเลนต์ ซึ่งอาจจะเป็นโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Homopolymer) หรือต่างกัน (Co-polymers) ก็ได้ [6] พอลิเมอร์เป็นวัสดุที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานด้านชีวการแพทย์และใช้เป็นอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจและหลอดเลือดเพื่อทดแทนและขยายเนื้อเยื่ออ่อนต่างๆ วัสดุพอลิเมอร์จำนวนมากที่ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุทางทันตกรรม เช่น ฟันปลอม คอนแทคเลนส์ และเลนส์แก้วตาเทียม นอกจากนี้ยังนำไปใช้งานทางการแพทย์ด้านอื่นๆ เช่น ลิ้นหัวใจเทียม การปลูกถ่ายหลอดเลือด และเต้านมเทียม เป็นต้น [10] ซึ่งโดยทั่วไปแล้วพอลิเมอร์จะถูกเลือกตามลักษณะทางกายภาพ องค์ประกอบ คุณสมบัติเชิงกล ความสามารถในการแก้ไขและการขึ้นรูป การนำความร้อนและไฟฟ้า ตลอดจนความสามารถในการยึดติดกับเนื้อเยื่อ โดยที่พอลิเมอร์ที่ใช้สำหรับงานชีวการแพทย์สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ พอลิเมอร์ธรรมชาติ และพอลิเมอร์สังเคราะห์

## 2.4.2 เซรามิกส์ (Ceramics)

เซรามิกส์ (Ceramics) หรือไบโอเซรามิกส์ (Bioceramics) เป็นสารประกอบระหว่างธาตุโลหะและอโลหะ ซึ่งอะตอมในวัสดุเซรามิกส์ถูกยึดเหนี่ยวกันโดยพันธะเคมี โดยส่วนใหญ่เป็นพันธะไอออนิก เซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความแข็ง ต้านทานการสึกหรอ ทนต่อปฏิกิริยาออกซิเดชัน และมีความเฉื่อยทางเคมี [6] แต่มีความต้านทานแรงดึงที่ไม่ดี และมีความเปราะสูงกว่าโลหะ ส่งผลให้มีการใช้งานเซรามิกส์น้อยกว่าวัสดุประเภทโลหะ ตัวอย่างของการใช้งานเซรามิกส์ในการทางการแพทย์ได้แก่ ลูกนัยน์ตาเทียม ฝือก กระดูกเทียม หัวและเข้ากระดูกของข้อสะโพกเทียม เป็นต้น [10]

## 2.4.3 โลหะ (Metal)

โลหะเป็นวัสดุชีวภาพที่มีคุณสมบัติต้านทานการกัดกร่อนที่ดีในสภาพแวดล้อมทางสรีรวิทยา ซึ่งมีโลหะบางประเภทเท่านั้นที่สามารถนำมาใช้สำหรับการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ได้ เนื่องจากสภาวะภายในร่างกายมีข้อจำกัดหลายอย่าง ซึ่งโลหะที่จะนำมาใช้งานได้จะต้องไม่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองที่ไม่ดีกับเนื้อเยื่อรอบข้าง ไม่เป็นพิษ มีคุณสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม และทนต่อการกัดกร่อนได้ดี จากการที่โลหะมีคุณสมบัติทนต่อการกัดกร่อนที่ค่อนข้างสูงจึงส่งผลให้มีการปลดปล่อยสารพิษที่เป็นอันตรายออกมาเพียงเล็กน้อยเมื่อสัมผัสกับของเหลวในร่างกาย โลหะที่นิยมนำมาผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม และโลหะผสมไทเทเนียม [11], [12]

### 1. เหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steel)

เหล็กกล้าไร้สนิม หมายถึง กลุ่มเหล็กที่ไม่ขึ้นสนิมเหมือนเหล็กกล้าทั่วไป เหล็กกล้าไร้สนิมในงานอุตสาหกรรมมักจะมีธาตุโครเมียมผสมอยู่ไม่น้อยกว่า 11% โดยน้ำหนัก การที่เหล็กกลุ่มนี้ไม่ขึ้นสนิมเป็นเพราะผิวเหล็กถูกปกคลุมด้วยโครเมียมออกไซด์ ( $Cr_2O_3$ ) ทำให้ตัวเหล็กไม่ถูกออกซิไดซ์กลายเป็นออกไซด์ ( $Fe_3O_4$  หรือ  $Fe_2O_3$ ) จึงไม่มีสนิม

ธาตุที่มีบทบาทสำคัญในเหล็กกล้าไร้สนิม ได้แก่ โครเมียมที่ผสมเข้าไปในเนื้อเหล็กซึ่งจะทำให้เกิดเป็นฟิล์มบาง ๆ ขึ้นที่ผิวของเหล็ก ฟิล์มนี้จะมีความแข็งแรงสูง ยึดตัวกับผิวเหล็กได้ดี มีความหนาแน่นสูงและไม่มีรูพรุน นอกจากนี้ยังมีความสามารถในการเกิดขึ้นใหม่เองได้เพื่อทดแทนส่วนของฟิล์มเก่าที่ถูกทำลายอย่างรวดเร็ว นอกจากโครเมียมแล้ว เหล็กกล้าไร้สนิมยังมีธาตุอื่นผสมอยู่อีก เช่น โมลิบดีนัม นิกเกิล คาร์บอน และแมงกานีส เป็นต้น ซึ่งเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้สำหรับการปลูกถ่ายทางการแพทย์ส่วนใหญ่เป็น ออสเทนนิติกประเภท 316L เนื่องจากมีปริมาณคาร์บอนต่ำ และมีโมลิบดีนัมผสมอยู่ทำให้มีความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม [11] สำหรับองค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139) แสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 องค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139) [12]

องค์ประกอบทางเคมี (wt%)	C	Si	Mn	P	S	Ni	Cr	Mo
316L	≤0.03	≤1.0	≤2.0	≤0.04	≤0.03	12-15	16-18	2-3

## 2.ไทเทเนียม (Titanium)

ไทเทเนียมเป็นโลหะที่นิยมใช้ในงานด้านอวกาศและการแพทย์ ซึ่งไทเทเนียมที่พบมากที่สุดมี 2 ชนิด คือ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (CP-Ti) และไทเทเนียมผสม Ti-6Al-4V ซึ่งวัสดุเหล่านี้จัดเป็นวัสดุที่มีความเฉื่อยทางชีวภาพ มีความสามารถในการนำไฟฟ้าต่ำ ต้านทานการกัดกร่อนสูง มีแนวโน้มการเกิดไอออนต่ำในสภาพแวดล้อมที่เป็นน้ำ มีน้ำหนักเบา และมีค่าความแข็งแรงมากกว่ากระดูก แต่มีราคาสูง นอกจากนี้ตามมาตรฐาน ASTM F67 ได้แบ่งไทเทเนียมบริสุทธิ์ออกเป็น 4 เกรด โดยแต่ละเกรดมีคุณสมบัติทางกายภาพและองค์ประกอบทางเคมีแตกต่างกันแสดงตามตารางที่ 2.2 [13] สำหรับไทเทเนียมบริสุทธิ์ในเชิงพาณิชย์ถือเป็นวัสดุโลหะผสมทางชีวภาพที่ดีที่สุด เนื่องจากมีคุณสมบัติในการสร้างชั้นฟิล์มที่มีความเสถียรและมีความเฉื่อยตามธรรมชาติ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์จะมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมแต่ไทเทเนียมบริสุทธิ์มีความต้านทานต่อการสึกหรอต่ำทำให้วัสดุชนิดนี้ไม่เหมาะสมในการนำมาผลิตเป็นข้อต่อเทียมหรือสะพานที่ยึดติดกับเนื้อเยื่ออยู่ตลอดเวลา [12]

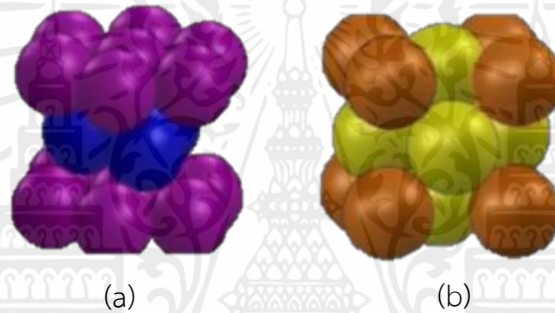
ตารางที่ 2.2 องค์ประกอบทางเคมีของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F67) โลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136) [13], [14], [15]

ธาตุ	เกรด 1	เกรด 2	เกรด 3	เกรด 4	Ti-6Al-4V
Ni	< 0.03	< 0.03	< 0.05	< 0.05	< 0.05
C	< 0.08	< 0.08	< 0.08	< 0.08	< 0.08
H	< 0.015	< 0.015	< 0.015	< 0.015	< 0.012
Fe	< 0.20	< 0.30	< 0.30	< 0.50	< 0.25
O	< 0.18	< 0.25	< 0.35	< 0.40	< 0.13
Al	-	-	-	-	5.5-6.5
V	-	-	-	-	3.5-4.5
Ti	Balance	Balance	Balance	Balance	Balance

### 3. โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo alloys)

โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo alloys) เป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงสูง ความต้านทานการกัดกร่อน การเกิดออกซิเดชัน และการสึกหรอได้ดี ซึ่งจากคุณสมบัติที่กล่าวมาเป็นผลมาจากการก่อตัวของคาร์ไบด์ โดยส่วนใหญ่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมถูกนำมาผลิตเป็นรากฟันเทียม ข้อเข่าเทียม และสะโพกเทียม เป็นต้น [12]

- ลักษณะโครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม มี 2 แบบ คือ Hexagonal closed packed (HCP) ซึ่งปรากฏที่อุณหภูมิต่ำ 417 องศาเซลเซียส และ Face centered cubic structure (FCC) ซึ่งปรากฏที่อุณหภูมิสูงกว่า 417 องศาเซลเซียส แสดงดังรูปที่ 2.2 ซึ่งโลหะผสมที่มีโครงสร้างแบบ HCP จะมีความแข็งแรง และมีความต้านทานการสึกหรอได้ดีกว่าโครงสร้างแบบ FCC แต่มีการยึดตัวที่ไม่ดีจึงเกิดการแตกหักแบบเปราะเมื่อทำการทดสอบแรงดึง [16], [17]



รูปที่ 2.2 โครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

(a) Hexagonal closed packed (HCP) (b) Face centered cubic structure (FCC)

#### - องค์ประกอบทางเคมี

สำหรับองค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมส่วนใหญ่ประกอบไปด้วยโครเมียม 27% - 30% โดยน้ำหนัก โมลิบดีนัม 5% - 7% โดยน้ำหนัก ที่เหลือเป็นโคบอลต์ และมีธาตุชนิดอื่นในปริมาณที่แสดงดังตารางที่ 2.3 ซึ่งโครเมียมเป็นธาตุที่ก่อให้เกิดฟิล์มพาสซีฟออกไซด์ที่เรียกว่า  $Cr_2O_3$  ซึ่งก่อตัวขึ้นตามธรรมชาติบนพื้นผิวของโลหะ ส่งผลให้วัสดุมีความแข็งแรง ต้านทานการกัดกร่อน การสึกหรอ และการออกซิเดชันได้ดีขึ้น [16] ในส่วนของโมลิบดีนัมจะช่วยเพิ่มความแข็งแรงของโลหะ และช่วยเพิ่มความต้านทานการกัดกร่อน ส่วนการเติมคาร์บอนระหว่าง 0.1% - 0.3% โดยน้ำหนัก ทำให้เกิดการก่อตัวของคาร์ไบด์ ซึ่งคาร์ไบด์นี้เพิ่มความแข็งแรง (Strength) และความแข็ง (Hardness) ของโลหะผสม และการเพิ่มไนโตรเจนระหว่าง 0.04% - 0.14% โดยน้ำหนักช่วยเพิ่มความต้านทานแรงดึง และความต้านแรงล้า (Fatigue strength) ให้แก่โลหะผสม โดยองค์ประกอบทางเคมีและคุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อตามมาตรฐาน ASTM F75 แสดงดังตารางที่ 2.3 และตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.3 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อ [16]

ธาตุ	แบบหล่อ ASTM F75
Co	Balance
Cr	27-30
Mo	5-7
Si	< 1.0
Mn	< 1.0
Fe	< 0.75
Ni	< 0.5
C	< 0.35
W	< 0.2
Al	< 0.1
Ti	< 0.1
B	< 0.01
P	< 0.02
S	< 0.01
N	< 0.25

ตารางที่ 2.4 คุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อ [16]

ธาตุ	แบบหล่อ ASTM F75
Tensile Strength (MPa)	655
Yield Strength (MPa)	450
Elongation (%)	8
Reductio of Area (%)	8
Hardness (HV)	266-345

#### - กระบวนการผลิต

กระบวนการการแปรรูปโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม มี 2 แบบคือ แบบหล่อ (Cast) และรีด (Wrought) การหล่อเป็นวิธีที่ใช้กันมากที่สุดในการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์เนื่องจากกระบวนการนี้มีราคาถูก โลหะผสมแบบหล่อมักใช้สำหรับงานที่มีรูปร่างซับซ้อน แต่อย่างไรก็ตามกระบวนการนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของโครงสร้างจุลภาคที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน มีลักษณะโครงสร้างเดนไดรติกแบบหยาบอันเป็นผลมาจากอัตราการเย็นตัวที่ไม่เท่ากัน ซึ่งความไม่เป็นเนื้อเดียวกันนี้สามารถแก้ปัญหาด้วยการอบด้วยความร้อน ซึ่งในกระบวนการอบคาร์ไบด์บางส่วนจะละลายทำให้วัสดุเป็นเนื้อเดียวกัน สำหรับการผลิตแบบรีดเป็นการผลิตที่อาศัยการตีหรือรีดให้เป็นรูปร่างที่ต้องการ ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบรีดผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่ต้องการความแข็งแรงสูง แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบรีดมีส่วนผสมของนิกเกิลจำนวนมากซึ่งเป็นองค์ประกอบที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดอาการแพ้ทำให้ไม่นิยมนำมาผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [16]

#### 2.5 ทฤษฎีการกัดกร่อน

การกัดกร่อนเป็นปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติในโลหะและโลหะผสมเมื่อสัมผัสกับสภาพแวดล้อมโดยกระบวนการกัดกร่อนเหล่านี้เกิดจากการนำสินแร่ธรรมชาติที่มีความเสถียรมาหลอมเพื่อให้ได้โลหะบริสุทธิ์ส่งผลให้โลหะเหล่านี้อยู่ในสภาวะไม่เสถียร จึงทำให้เกิดความพยายามที่จะทำให้ตัวเองมีความเสถียรมากขึ้นซึ่งความพยายามเหล่านี้เรียกว่า กระบวนการกัดกร่อน [18], [19]

การกัดกร่อนเป็นปัจจัยที่สำคัญในการออกแบบและการเลือกโลหะและโลหะผสมสำหรับอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในร่างกาย เนื่องจากสารก่อภูมิแพ้หรือสารก่อมะเร็ง เช่น นิกเกิล โคบอลต์ โครเมียม วาเนเดียม และอะลูมิเนียมอาจถูกปล่อยออกเข้าสู่ร่างกายในระหว่างกระบวนการกัดกร่อน ดังนั้นจึงต้องมีการทดสอบวัสดุชีวภาพในด้านการกัดกร่อนและความสามารถในการละลายก่อนจะนำไปผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [20] ปฏิกิริยาการกัดกร่อนเป็นปฏิกิริยาทางเคมีหรือเคมีไฟฟ้าระหว่างโลหะกับสภาพแวดล้อมที่ทำให้วัสดุเสื่อมสภาพ โดยโลหะส่วนใหญ่จะกัดกร่อนภายใต้สภาพแวดล้อมปกติ [21]

การกัดกร่อนของโลหะ (Corrosion of metal) สามารถเกิดได้เมื่อมีองค์ประกอบดังนี้

- แอโนด (Anode)
- แคโทด (Cathode)
- อิเล็กโทรไลต์ (Electrolyte)
- ตัวกลางในการถ่ายโอนอิเล็กตรอน (Electron transfer) หรือกระแสไฟฟ้าไหลระหว่างขั้ว

แอโนดและขั้วแคโทด (Metallic path)

## 2.5.1 ประเภทของการกัดกร่อน (Types of corrosion)

### 1. การกัดกร่อนแบบจุด (Pitting corrosion)

การกัดกร่อนประเภทนี้เริ่มเกิดจากบริเวณที่ฟิล์มถูกทำลาย ซึ่งความเสียหายของฟิล์มนี้เกิดจากหลายสาเหตุไม่ว่าจะเป็นแรงกระทำ สารเคมี หรือสิ่งปนเปื้อนในเนื้อโลหะ ทำให้เกิดการกัดกร่อนเป็นหลุมในบริเวณดังกล่าว ซึ่งการกัดกร่อนแบบจุดเป็นการกัดกร่อนที่มีก่อให้เกิดความเสียหายและรุนแรงที่สุดและยากที่จะตรวจสอบเพราะมีขนาดเล็ก นอกจากนั้นยังยากที่จะตรวจวัดเชิงปริมาณและการตรวจวัดการขยายตัวของสภาพการกัดกร่อนแบบจุดได้ เพราะความลึกและจำนวนของหลุมที่เปลี่ยนแปลงภายใต้สภาวะเฉพาะสภาวะใดสภาวะหนึ่ง บางครั้งอาจใช้เวลานานจึงจะปรากฏสภาพของการกัดกร่อนให้เห็น โดยการกัดกร่อนประเภทนี้มักพบในเหล็กกล้าไร้สนิม

### 2. การกัดกร่อนในที่อับ (Crevice corrosion)

การกัดกร่อนในที่อับเป็นการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นเนื่องจากพื้นผิวบนวัสดุมีปริมาณออกซิเจนไม่สม่ำเสมอ ทำให้บริเวณที่มีออกซิเจนน้อยกลายเป็นแอโนด การกัดกร่อนประเภทนี้มักจะพบได้ในบริเวณที่เป็นแนวขอบการประกบของอุปกรณ์ เช่น บริเวณหัวสกรูและแผ่นตามกระดูก บริเวณรอยต่อระหว่างกระดูกเทียม เป็นต้น เหล็กกล้าไร้สนิม 316L เป็นวัสดุที่มีความไวสูงต่อการเกิดการกัดกร่อนในที่อับเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นที่ใช้กันทั่วไป ซึ่งปัญหาของการกัดกร่อนประเภทนี้สามารถกำจัดได้ด้วยวิธีการออกแบบอุปกรณ์และเลือกใช้อุปกรณ์ที่เหมาะสม

### 3. การกัดกร่อนแบบกัลวานิก (Galvanic corrosion)

การกัดกร่อนแบบกัลวานิกเป็นการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นเมื่อมีวัสดุต่างกัน 2 ชนิด มาสัมผัสกันทางกายภาพหรือสัมผัสกับสารละลายที่นำไฟฟ้า ส่งผลให้วัสดุที่มีศักย์ทางไฟฟ้าต่ำกว่าเป็นขั้วแอโนดเกิดการออกซิเดชันขึ้น ในขณะที่วัสดุที่มีศักย์ทางไฟฟ้าสูงกว่าซึ่งเป็นขั้วแคโทดจะมีความต้านทานการกัดกร่อน การกัดกร่อนประเภทนี้มักจะพบได้ในกรณีที่มีการใช้อุปกรณ์ต่างชนิดกัน เช่น การใช้แผ่นตามกระดูกที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นต้น สำหรับการป้องกันการกัดกร่อนประเภทนี้สามารถทำได้โดยใช้พอลิเมอร์คั้นระหว่างรอยต่อของโลหะ 2 ชนิด

### 4. การกัดกร่อนแบบถู (Fretting corrosion)

การกัดกร่อนแบบถูเกิดขึ้นเนื่องจากการเสียหายของชั้นฟิล์มบนผิวโลหะ เนื่องจากการเสียดสีอย่างต่อเนื่องในบริเวณรอยต่อระหว่างผิวอุปกรณ์ที่สัมผัสกัน ทำให้บริเวณดังกล่าวสูญเสียฟิล์มบนพื้นผิวและเกิดการกัดกร่อนขึ้น ตัวอย่างของบริเวณที่พบการกัดกร่อนประเภทนี้ได้แก่ รอยต่อระหว่างกระดูกกับสกรูของขาเทียมที่เสียดสีกัน

### 5. การกัดกร่อนร่วมกับความเค้น (Stress corrosion cracking)

การกัดกร่อนร่วมกับความเค้นเป็นลักษณะการกัดกร่อนที่เกิดกับโลหะที่อยู่ในสภาวะแวดล้อมที่มีสารกัดกร่อน และมีความเค้นแรงดึงกระทำกับโลหะ ความเค้นนี้อาจเป็นความเค้นตกค้างหรือความเค้นภายนอก

ที่มากกระทำ ความเสียหายที่เกิดจากการกัดกร่อนประเภทนี้พื้นผิวของโลหะอาจจะไม่ถูกกัดกร่อนหรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย แต่ในเนื้อโลหะจะมีรอยร้าวเล็ก ๆ เกิดขึ้น ตัวอย่างของการกัดกร่อนประเภทนี้ ได้แก่ แผ่นตามกระดูกที่ถูกดัดงอทำให้เกิดความเค้นดึงที่ผิวด้านหนึ่งและความเค้นอัดที่ผิวตรงข้าม ส่งผลให้บริเวณนั้นมีสถานะเป็นแอโนดิกเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณอื่นที่ไม่ดัดงอและเกิดการกัดกร่อนขึ้น ซึ่งโลหะที่ทนต่อการกัดกร่อนประเภทนี้มากที่สุด คือ ไทเทเนียม [11], [21]

## 2.6 การทดสอบการกัดกร่อน (Types of corrosion tests)

การทดสอบการกัดกร่อนสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภท ดังนี้

### 1. การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion testing)

การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มเป็นวิธีการทดสอบที่ใช้กันมากที่สุดเพื่อคำนวณอัตราการกัดกร่อนของโลหะต่าง ๆ ในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน วิธีการทดสอบนี้เป็นการจุ่มโลหะหรือโลหะผสมทั้งหมดลงในสารละลายในช่วงเวลาที่กำหนด โดยมาตรฐานที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบด้วยวิธีการจุ่มคือ ASTM G31 ซึ่งอธิบายเกี่ยวกับขั้นตอนการทดสอบความต้านทานการกัดกร่อนของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ โดยการวัดผลของการทำการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มตามมาตรฐานจะทำโดยการชั่งน้ำหนักก่อนและหลังการทดสอบ วัดขนาดหลุมที่เกิดขึ้นจากการกัดกร่อนและวัดสมบัติเชิงกล

### 2. การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการพ่นเกลือ (Cabinet testing or salt spray testing)

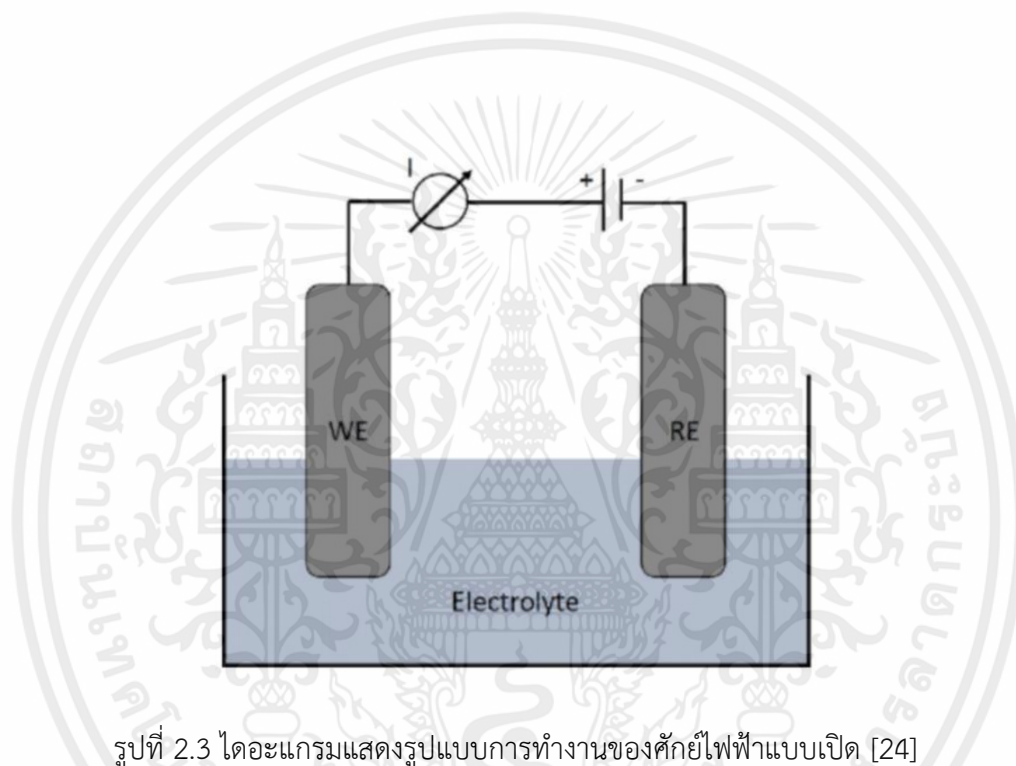
การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการพ่นเกลือเป็นวิธีการทดสอบอัตราการกัดกร่อนของโลหะและความต้านทานของสารเคลือบบางชนิดที่ใช้กับโลหะ ซึ่งการเคลือบผิวเป็นกระบวนการที่ใช้ในการป้องกันการเกิดสนิมเพื่อยืดอายุการใช้งานวัสดุ และเพื่อเพิ่มความทนทานต่อการกัดกร่อน ซึ่งมาตรฐานการทดสอบการพ่นเกลือที่ใช้กันมากที่สุดคือ ASTM B117 โดยเครื่องมือที่ใช้สำหรับการทดสอบมีลักษณะเป็นตู้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ใช้พ่นน้ำเกลือ (Fog chamber) ประกอบไปด้วย หัวพ่นน้ำเกลือ (Spray nozzle) และที่วางชิ้นงานทดสอบ ส่วนที่เป็นห้องเครื่อง (Machine chamber) ประกอบไปด้วยถังใส่น้ำเกลือ (Brine tank) พร้อมอุปกรณ์ควบคุมระดับน้ำเกลือ เกจวัดความชื้น (Pressure humidifier) และเครื่องวัดอัตราการพ่นของน้ำเกลือ (Flow rate meter) นอกจากนี้ยังมีแผงควบคุมการทำงานของเครื่องที่ใช้ควบคุมอุณหภูมิ ความชื้น ระยะเวลา และลักษณะการพ่นอย่างต่อเนื่องหรือไม่ต่อเนื่องตามมาตรฐาน

### 3. การทดสอบทางเคมีไฟฟ้า (Electrochemical test)

กระบวนการกัดกร่อนสามารถทำการทดสอบทางเคมีไฟฟ้าเพื่อศึกษากลไกการกัดกร่อนของโลหะและโลหะผสมได้ซึ่งการทดสอบทางเคมีไฟฟ้าเป็นการทดสอบเพื่อดูลักษณะทางเคมีไฟฟ้าของการกัดกร่อน และความสัมพันธ์เชิงปริมาณระหว่างกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านอิเล็กโทรดและปริมาณของวัสดุที่ละลาย [21]

## 2.6.1 ศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential)

ศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential) คือ การวัดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าวงจรเปิดเทียบกับเวลาเป็นการวัดค่าศักย์ไฟฟ้าของโลหะที่สนใจเทียบกับ อิเล็กโทรดอ้างอิง โดยไม่มีการป้อนศักย์ไฟฟ้าหรือกระแสไฟฟ้า เป็นการทดสอบด้วยกัลวานิกเซลล์ โดยขั้นตอนทดสอบที่ต้องการทดสอบ จะทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดตัวอย่าง (Working electrode) ส่วนอิเล็กโทรด Ag/AgCl จะทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดอ้างอิง (Reference electrode) [23] จากนั้นจะจุ่มอิเล็กโทรดทั้ง 2 ลงในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่เตรียมไว้ดังรูปที่ 2.3 จากนั้นเราจะได้กราฟ Open circuit potential ซึ่งเป็นกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างศักย์ไฟฟ้ากับเวลา



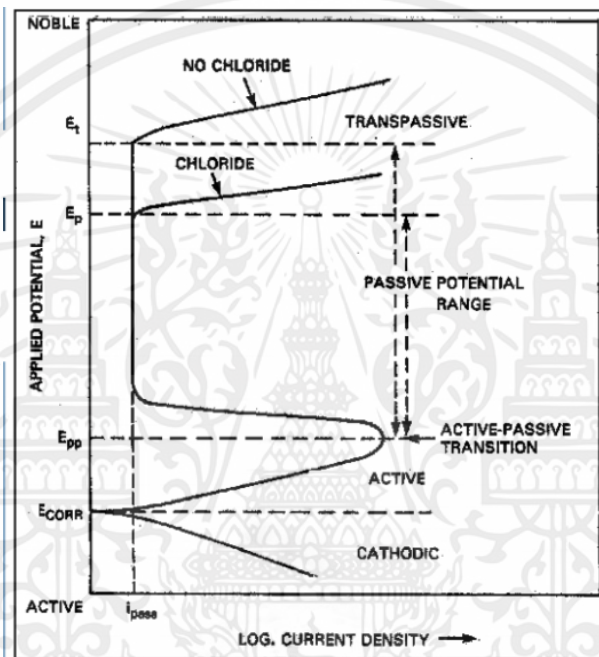
รูปที่ 2.3 ไดอะแกรมแสดงรูปแบบการทำงานของศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด [24]

## 2.6.2 โปเทนทีโอไดนามิก โพลาริเซชัน (Potentiodynamic polarization)

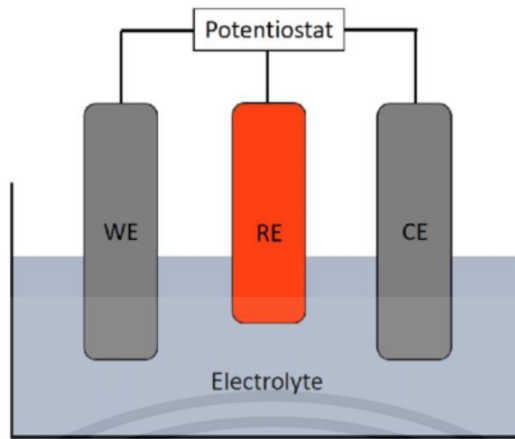
เป็นเทคนิคการวิเคราะห์พฤติกรรมการกัดกร่อนของชิ้นงานโลหะ โดยเฉพาะโลหะผสม ที่มีชั้นพาสซีฟฟิล์ม (Passive film) หลักการของโปเทนทีโอไดนามิก โพลาริเซชัน คือ การใช้เซลล์ไฟฟ้าเคมีแบบ 3 ขั้ว คือ ขั้วไฟฟ้าทำงาน (Working electrode) ขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (Reference electrode) และ ขั้วไฟฟ้าช่วย (Counter electrode) ที่จะอยู่ในอิเล็กโทรไลต์ โดยจ่ายแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่แรงดันไฟฟ้าต่ำไปจนถึงแรงดันไฟฟ้าสูง ซึ่งจะทำให้ได้กราฟโพลาริเซชันและกราฟโพลาริเซชันที่แสดงพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะ

Potentiodynamic polarization คือ การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้า เป็นการวัดกระแสไฟฟ้าขณะกระตุ้นให้เกิดการกัดกร่อนโดยการป้อนศักย์ไฟฟ้าค่าบวกให้กับชิ้นงานทดสอบ โดยชิ้นงานทดสอบจะทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดตัวอย่าง (Working electrode) ส่วนอิเล็กโทรด Ag/AgCl จะทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดอ้างอิง (Reference electrode) และแท่งแพลทินัม (Platinum) จะทำหน้าที่เป็น

อิเล็กโทรดกระแส (Counter electrode) จากนั้นจุ่มอิเล็กโทรดทั้งสามลงในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่เตรียมไว้ ในช่วงเริ่มต้นจะเริ่มวัดค่าศักย์ไฟฟ้าวงจรเปิด (OCP) ของอิเล็กโทรดตัวอย่างเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิง หลังจากนั้นจะเริ่มป้อนความต่างศักย์ไฟฟ้าให้สูงขึ้นเรื่อย ๆ แล้วทำการวัดกระแสไฟฟ้าที่ไหลระหว่างอิเล็กโทรดตัวอย่างกับอิเล็กโทรดกระแส ข้อมูลที่ได้จะสามารถนำมาสร้างกราฟ เส้นโค้งโพลาริเซชัน ซึ่งเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้า ซึ่งจากกราฟนี้เราจะสามารถหาค่าศักย์ไฟฟ้าการกัดกร่อน กระแสไฟฟ้าการกัดกร่อน รวมไปถึงอัตราการกัดกร่อน [25]



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างกราฟเส้นโค้งโพลาริเซชัน [19]



รูปที่ 2.5 ไดอะแกรมแสดงรูปแบบการทำงานของ 3 อิเล็กโทรด [27]

การวัดค่าของความหนาแน่นกระแสไฟฟ้าการกัดกร่อน ( $i_{corr}$ ) เพื่อคำนวณหาอัตราการกัดกร่อนไม่สามารถที่จะวัดได้โดยตรงจากการที่ประจุถ่ายเทระหว่างบริเวณขั้วแอโนดและแคโทดบนผิววัสดุที่เกิดการกัดกร่อน ซึ่งการวัดค่ากระแสสามารถวัดได้ทางอ้อม โดยการวิเคราะห์ทางไฟฟ้าเคมีอาศัยการวัดผ่านขั้วเคาเตอร์อิเล็กโทรด (Counter electrode) ซึ่งโดยทั่วไปจะเป็นแพลตตินัม (Platinum) และเครื่องมือทางอิเล็กโทรนิคส์ ที่เรียกว่า Potentiostat โดยต่อกับอิเล็กโทรดอ้างอิง (Reference electrode) โดย Potentiostat จะเป็นเครื่องมือที่ทำหน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าไปยังขั้วงานทดสอบ เพื่อที่จะควบคุมแรงดันไฟฟ้าให้เป็นไปตามที่ต้องการในการทดลอง

ศักย์ไฟฟ้าการกัดกร่อน (Corrosion potential,  $E_{corr}$ ) คือ ศักย์ไฟฟ้าที่ปฏิกิริยาแอโนดิกทั้งหมดเท่ากับปฏิกิริยาแคโทดิก ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้าการกัดกร่อน (Corrosion current density,  $i_{corr}$ ) คือ อัตราการกัดกร่อน การวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าขณะเกิดปฏิกิริยาการกัดกร่อน สามารถหาได้โดยใช้เครื่องโพเทนชิโอสแตท (Potentiostat) ค่าศักย์ไฟฟ้าได้มาจากการวัดเทียบค่าศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดอ้างอิงกับ อิเล็กโทรดตัวอย่าง ค่ากระแสไฟฟ้าได้มาจากการวัดอิเล็กโทรดกระแสกับอิเล็กโทรดตัวอย่าง จากค่าศักย์ไฟฟ้าและค่ากระแสไฟฟ้าที่วัดได้เมื่อนำมาสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ได้กราฟที่เรียกว่า กราฟเส้นโพลาริเซชัน (Polarization curve) หรือ Tafel curve และที่สำคัญกราฟเส้นโพลาริเซชันยังสามารถบอกพฤติกรรมการกัดกร่อนอีกด้วย เช่น ช่วงที่เกิดการสร้างชั้นฟิล์มพาสซีฟ (Passive film) หรือช่วงที่เกิดการเปลี่ยนแปลงของชั้นฟิล์มพาสซีฟ

เมื่อเราทราบค่าทุกอย่างที่ต้องการทราบเรียบร้อยแล้วจะนำค่าที่ได้มาคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน โดยการคำนวณหาอัตราการกัดกร่อนจะเป็นไปดังสมการที่ 1

$$CR = K_1 \times \frac{i_{corr}}{\rho} \times EW \quad (1)$$

โดยที่ ; CR = อัตราการกัดกร่อน (Corrosion rate) (mm/y)  
K<sub>1</sub> = ค่าคงที่ 0.00327 (mm g/μA cm yr)  
ρ = ความหนาแน่นของชิ้นงานทดสอบ (g/cm<sup>3</sup>)  
i<sub>corr</sub> = ค่าความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าการกัดกร่อน (μA/cm<sup>2</sup>)

## 2.7 การตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาค (Microstructure observation)

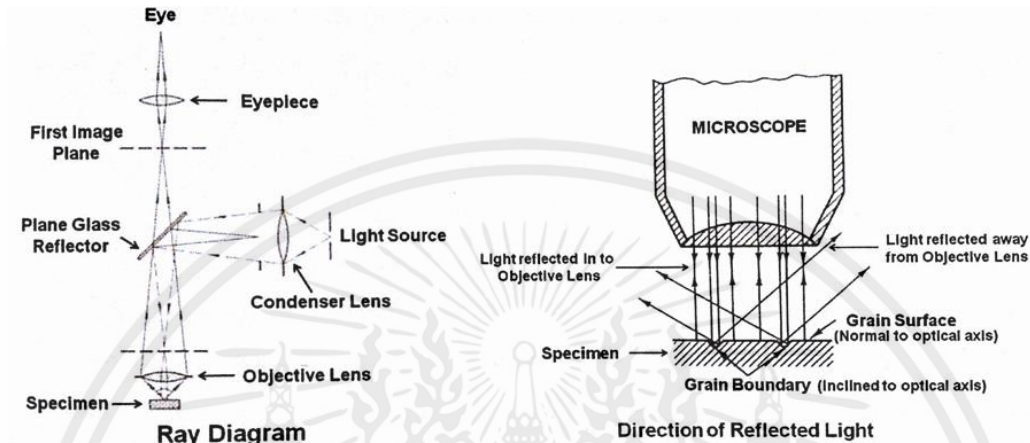
การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของโลหะ จะช่วยให้เราสามารถอธิบายคุณสมบัติทางกายภาพและทางกลของโลหะได้ การศึกษาโครงสร้างจุลภาคของโลหะจะมีประสิทธิภาพและคุณภาพที่ดีขึ้นอยู่กับการเตรียมชิ้นงานทดสอบเป็นสำคัญ กล่าวคือ ชิ้นงานทดสอบจะต้องผ่านการปรับระดับของผิวหน้า และขัดผิวให้เรียบร้อยไม่มีรอยขีดข่วน มีลักษณะเป็นมันวาว ถ้าขั้นตอนการเตรียมงานไม่ดี ก็ไม่สามารถวิเคราะห์หรือมองภาพจากกล้องจุลทรรศน์ได้ชัดเจน

ภายหลังจากที่ชิ้นงานผ่านการขัดมันมาแล้ว เมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์จะมองเห็นเป็นภาพพื้นเรียบสว่างตลอดผิวงาน ไม่สามารถมองเห็นโครงสร้างจุลภาคได้ จึงต้องนำชิ้นงานทดสอบไปทำการกัดด้วยสารเคมี เพื่อให้ผิวชิ้นงานเกิดลักษณะที่แตกต่างกัน เนื่องจากชิ้นงานประกอบด้วยเฟสหลายเฟสและหลายชนิด เฟสใดที่มีความต้านทานสูงกรดสามารถกัดได้น้อย และเฟสใดที่มีความต้านทานต่ำ กรดสามารถกัดได้ลึกกว่า ทำให้ผิวชิ้นงานเปลี่ยนเป็นขรุขระ เมื่อนำไปตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสงที่ส่องลงไปบนผิวหน้าที่ขรุขระสะท้อนแสงกลับมาคนละทิศทาง ทำให้บริเวณที่แสงสะท้อนกลับมาน้อยเห็นเป็นสีดำ ส่วนบริเวณที่แสงสะท้อนกลับมาได้มากก็จะเห็นเป็นสีขาว

### 2.7.1 กล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope, OM)

กล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสงเป็นกล้องที่ใช้ศึกษาโครงสร้างจุลภาค โดยใช้แสงและระบบกำเนิดแสงเป็นพื้นฐาน กล้องประเภทนี้สามารถตรวจสอบโครงสร้างได้เฉพาะที่ผิวเท่านั้นโดยการสะท้อนแสง สำหรับวัตถุที่บ่งแสง เช่น โลหะทุกประเภท เซรามิก และ โพลีเมอร์บางชนิด ความดำของภาพแตกต่างกันเกิดจากความสามารถในการสะท้อนแสงที่แตกต่างกันในบริเวณต่างๆ การตรวจสอบโครงสร้างแบบนี้เรียกว่า เมทัลโลฟิกส์ (Metallography) หลังจากการขัดด้วยสารเคมีและนำมาตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสงจะมองเห็นโครงสร้างจุลภาค ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากเกรนมีทิศทางที่แตกต่างกัน จึงมีความไวต่อการเกิดปฏิกิริยาต่างกัน

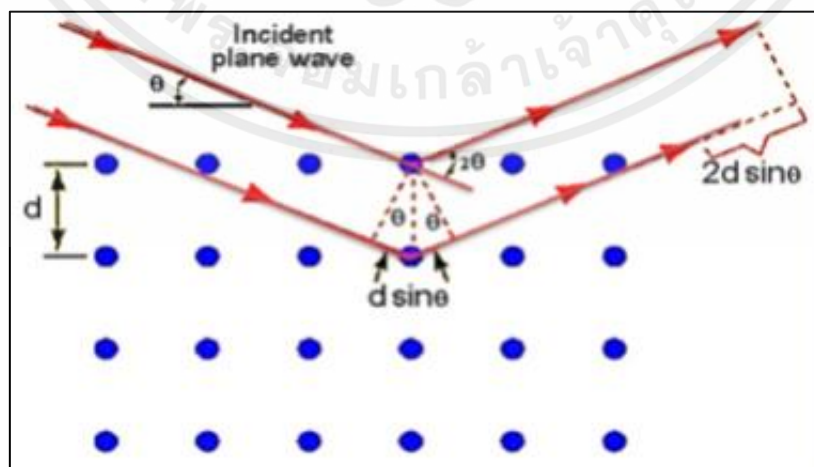
แสงที่สะท้อนจากผิวของเกรนที่มีทิศทางการเรียงตัวของอะตอมที่แตกต่างกันหลังการกัดผิว โดยความเงาและเนื้อผิวที่เห็นในแต่ละเกรนขึ้นอยู่กับการสะท้อนแสงของเกรนนั้นๆ หลังจากการกัดผิวที่ขอบเกรนจะเกิดร่องขนาดเล็กขึ้น เนื่องจากอะตอมที่บริเวณขอบเกรนมีความไวต่อการเกิดปฏิกิริยามากกว่าบริเวณอื่นๆ จึงถูกกัดออกไปมากกว่าบริเวณอื่นภายในเกรน ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การทำงานของกล้องจุลทรรศน์แบบแสง [28]

### 2.7.2 การวิเคราะห์องค์ประกอบสารด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray diffraction)

การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) เป็นเทคนิคที่มีการใช้กันแพร่หลายในการวิเคราะห์วัสดุต่างๆ โดยสามารถใช้ในการวิเคราะห์ทดสอบชนิดปริมาณคุณภาพของสารประกอบแบบผลึกต่างๆ ในชิ้นงานได้โดยอาศัยหลักการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์เมื่อลำรังสีตกกระทบวัตถุหรืออนุภาคจะเกิดการหักเหของลำรังสีสะท้อนออกมาทำมุมกับระนาบของอนุภาคเท่ากับมุมของลำรังสีตกกระทบแสดงดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ในผลึก [29]

จากรูปที่ สามารถอธิบายความสัมพันธ์ได้จากสมการของ Bragg 's Law คือ

$$2d_{hkl}\sin\theta = n\lambda \quad (2)$$

โดยที่  $\lambda$  คือ ความยาวคลื่นของรังสีเอกซ์

$n$  คือ ลำดับการสะท้อน

$d_{hkl}$  คือ ระยะห่างระหว่างระนาบ

ในการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของสารประกอบและแร่สามารถแยกแยะประเภทและชนิดของวัสดุที่พบในธรรมชาติว่ามีรูปแบบโครงสร้างผลึกแบบใดหรือจำแนกได้ว่าวัสดุที่พบเห็นนั้นเป็นธาตุชนิดใดโดยทำการวัดค่าความเข้มของรังสีที่สะท้อนออกมาที่มุมต่างๆเปรียบเทียบกับข้อมูลมาตรฐานที่ทำการตรวจวัดโดยองค์กร JCPDs (Joint committee on powder diffraction standard) เนื่องจากสารประกอบแต่ละชนิดมีรูปแบบโครงสร้างผลึกแตกต่างกันและระยะห่างระหว่างระนาบของอะตอมที่จัดเรียงกันอย่างเป็นระเบียบก็แตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับขนาดและประจุของอะตอมสารประกอบแต่ละชนิดจะมีรูปแบบ (XRD pattern) เฉพาะตัวเปรียบเทียบกับลายนิ้วมือของคนที่แตกต่างกัน จากหลักการทำงานของเครื่องเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (XRD) มีการนำมาใช้ประโยชน์ในการวิเคราะห์วัสดุที่มีสูตรโครงสร้างทางเคมีเหมือนกันแต่มีโครงสร้างผลึกต่างกันลักษณะ

เครื่อง X-Ray diffraction สามารถทำการวิเคราะห์ตัวอย่างได้ทั้งในรูปแบบของแข็ง หรือตัวอย่างที่เป็นผงได้ ในกรณีที่ตัวอย่างเป็นของแข็ง ด้านที่ต้องการทดสอบผิวจะต้องเรียบ ส่วนในกรณีตัวอย่างที่เป็นผงจะต้องมีขนาดอนุภาคเล็กกว่า 325 mesh หรือ ประมาณ 40 ไมโครเมตร (ผงละเอียดคล้ายผงแป้ง) จึงจะให้ผลการทดสอบที่ดี โดยปริมาณที่ต้องใช้ในการทดสอบต่อครั้ง จะอยู่ประมาณ 1-2 กรัม ในกรณีที่ตัวอย่างเป็นก้อน ต้องมีขนาดกว้างยาว ไม่เกิน 10 cm ทั้งนี้ พื้นที่ที่จะทำการทดสอบ จะเป็นเพียงบริเวณเล็กๆ ประมาณ 10 mm เท่านั้น [29]

### 2.7.3 การวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope – Energy dispersive X-ray, SEM-EDX)

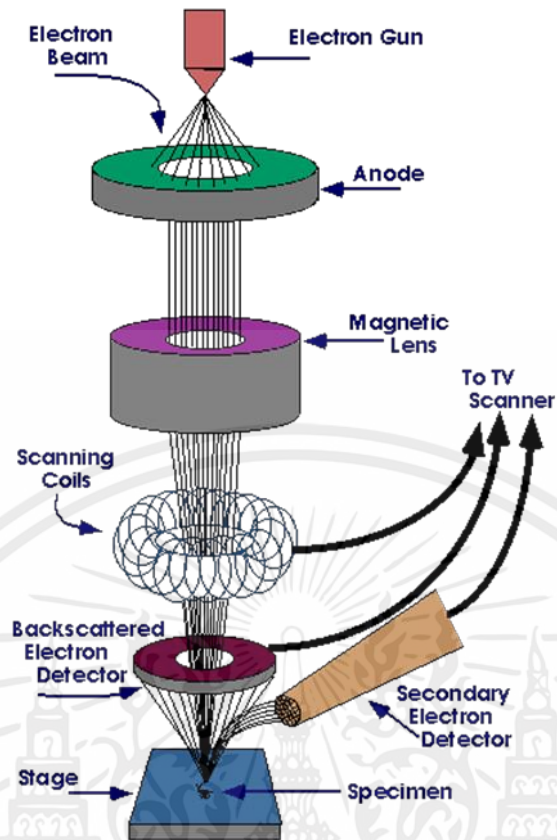
ในกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) สัญญาณภาพที่ได้เกิดจากการใช้ตัวตรวจวัดอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (Secondary detector, SE Detector) มาจับสัญญาณอิเล็กตรอนทุติยภูมิที่เกิดขึ้นหรือใช้ตัวตรวจวัดอิเล็กตรอนกระเจิงกลับ (Backscatter electron, BSE) มาจับสัญญาณอิเล็กตรอนกระเจิงกลับที่เกิดขึ้น ดังนั้นกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบนี้จะสามารถประกอบกับอุปกรณ์วิเคราะห์ธาตุด้วยรังสีเอกซ์ได้ทั้งแบบ Energy dispersive X-ray (EDX) และ Wavelength dispersive X-ray (WDX) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ธาตุโดยอาศัยหลักการแยกรังสีตามระดับพลังงาน

หลักการเกิดภาพของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด คือ อิเล็กตรอนปฐมภูมิ (Primary electron) จากแหล่งกำเนิดอิเล็กตรอน (Electron gun) จะถูกเร่งด้วยศักย์ไฟฟ้าสูงที่สามารถปรับค่าได้ (1000-3000 อิเล็กตรอนโวลต์หรือมากกว่า) จากนั้นจึงถูกดูดลงสู่แผ่นเบื้องล่างโดยแผ่นแอโนด (Anode plate) ภายใต้ความดันสุญญากาศ  $10^{-5}$  ถึง  $10^{-7}$  ทอร์ และมีจุดคอนเดนเซอร์เลนส์ที่ปรับ ลำอิเล็กตรอนให้มีขนาดเล็กลงเพื่อเป็นการเพิ่มความเข้มของลำอิเล็กตรอน จากนั้นลำอิเล็กตรอนจะวิ่งสู่เบื้องล่างผ่านเลนส์วัตถุ ซึ่งมีหน้าที่ในการปรับลำอิเล็กตรอนปฐมภูมิให้มีจุดโฟกัสบนผิวตัวอย่างพอดี และ ลำอิเล็กตรอนที่ตกกระทบบนผิววัตถุหรือตัวอย่างจะมีขนาดในช่วง 5 ถึง 200 นาโนเมตร โดยมีชุดขดลวดควบคุมการส่องกราด (Scan coil) ของลำอิเล็กตรอนทำหน้าที่ควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของลำอิเล็กตรอนบนผิวตัวอย่างดังรูปที่ 2.8 และเกิดการถ่ายโอนพลังงานที่ขึ้นความลึกจากผิวที่ระดับต่างๆทำให้เกิดการปลดปล่อยสัญญาณอิเล็กตรอนชนิดต่างๆ ออกมาดังรูปที่ 2.9 ซึ่งใช้ประโยชน์ในการศึกษาลักษณะผิวของตัวอย่างและวิเคราะห์ธาตุที่มีในชิ้นงาน ตัวอย่างได้ตามลักษณะสัญญาณภาพที่ได้จากลักษณะสัญญาณอิเล็กตรอนชนิดต่างๆ ที่เกิด คือ

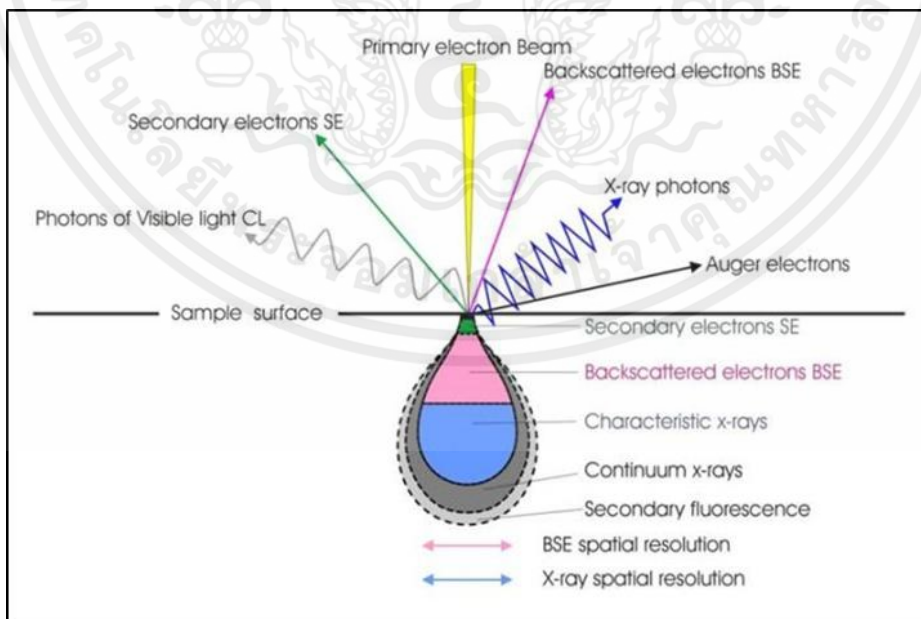
1. สัญญาณภาพจากอิเล็กตรอนปฐมภูมิ (Secondary electron image, SEI) หรือเป็นกลุ่มพลังงานต่ำ 3-5 อิเล็กตรอนโวลต์ เกิดที่พื้นผิวระดับลึกไม่เกิน 10 นาโนเมตร โดยเกิดกับธาตุที่มีแรงยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอนที่ผิวต่ำ

2. สัญญาณภาพจากอิเล็กตรอนกระเจิงกลับ (Backscatter electron image, BEI) หรือกลุ่มอิเล็กตรอนที่สูญเสียพลังงานให้กับอะตอมในชิ้นงานเพียงบางส่วน และการกระเจิงกลับออกมามีพลังงานสูงกว่าอิเล็กตรอนทุติยภูมิ เกิดที่ผิวระดับลึกกว่า 10 นาโนเมตร โดยเกิดได้ดีกับธาตุที่มีเลขอะตอมสูง

3. สัญญาณภาพจากรังสีเอกซ์ (X-Ray image, XRI) ชนิดที่เป็นรังสีเอกซ์เฉพาะตัวเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดจากอิเล็กตรอนในระดับชั้นโคจรต่างๆ (K, L, M,...) ถูกกระตุ้นหรือได้รับพลังงานมากพอจนหลุดออกมาจากวงโคจรทำให้อะตอมต้องรักษาสสมดุลของโครงสร้างรวมภายในโดยการดึงอิเล็กตรอนจากวงโคจรชั้นถัดไปเข้ามาแทนที่และต้องลดระดับพลังงานภายใน เนื่องจากอิเล็กตรอนที่ถูกดึงมามีพลังงานสูงกว่า โดยการปล่อยพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้ตัวเองมีพลังงานเท่ากับชั้นวงโคจรที่เข้าไปแทนที่ ซึ่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านี้มีความยาวคลื่นเฉพาะในแต่ละธาตุ จึงสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในการวิเคราะห์ธาตุตามระดับพลังงานของตัวอย่างได้ทั้งเชิงคุณภาพและเชิงปริมาณ



รูปที่ 2.8 การทำงานของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด [28]

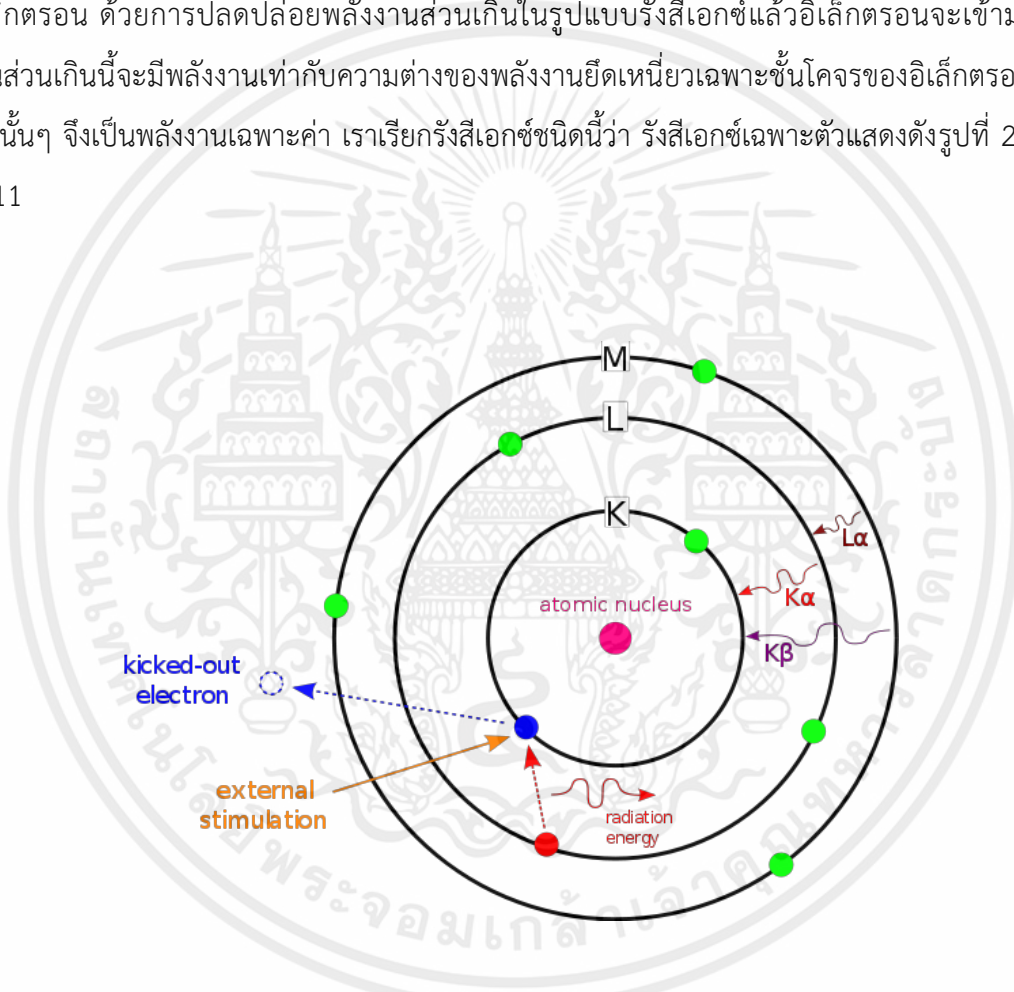


รูปที่ 2.9 การเกิดอันตรกิริยาระหว่างอิเล็กตรอนปฐมภูมิกับตัวอย่างที่ระดับชั้นความลึกต่างๆ [28]

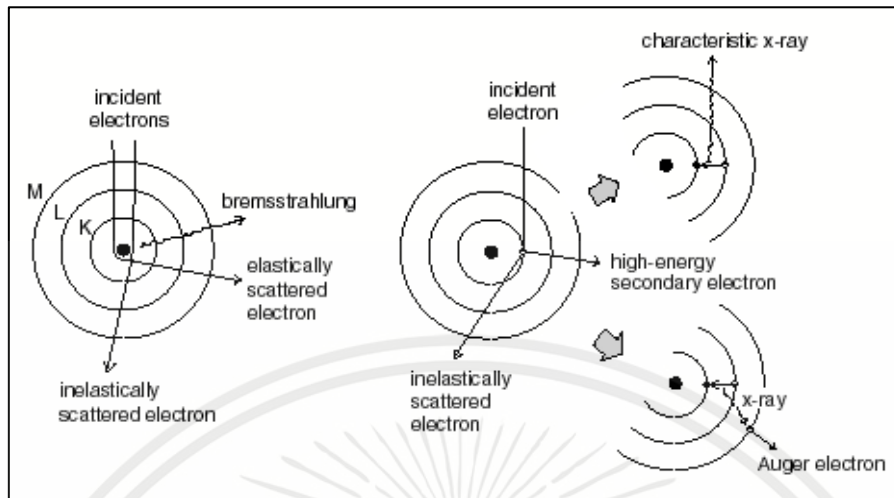
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 2.7.4 การวิเคราะห์ Energy dispersive x-ray (EDX)

ในระบบวิเคราะห์ธาตุด้วยรังสีเอกซ์สำหรับกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) จะใช้ระบบการวิเคราะห์แบบ Energy dispersive X-ray (EDX) โดยระบบ EDX มีหลักการวิเคราะห์คือ เมื่อนำลำอิเล็กตรอนพลังงานสูงเคลื่อนที่เข้าชนอิเล็กตรอนในวงโคจรชั้นในของอะตอม เช่น ชั้น K หรือ L แล้วเกิดการถ่ายโอนพลังงานให้แก่อิเล็กตรอน ทำให้อิเล็กตรอนในชั้นที่ได้รับพลังงานดังกล่าวมีพลังงานสูงขึ้นเกินพลังงานยึดเหนี่ยวของชั้นวงโคจร อิเล็กตรอนจึงหลุดออกจากวงโคจรและทำให้เกิดที่ว่างในชั้นวงโคจรนั้น จากนั้นอะตอมที่อยู่ในสภาวะถูกกระตุ้นจะลดระดับพลังงานลงมาให้เท่ากับพลังงานยึดเหนี่ยวของวงโคจรที่เกิดที่ว่างของอิเล็กตรอน ด้วยการปลดปล่อยพลังงานส่วนเกินในรูปแบบรังสีเอกซ์แล้วอิเล็กตรอนจะเข้ามาแทนที่พลังงานส่วนเกินนี้จะมีพลังงานเท่ากับค่าความต่างของพลังงานยึดเหนี่ยวเฉพาะชั้นโคจรของอิเล็กตรอนเฉพาะของธาตุนั้นๆ จึงเป็นพลังงานเฉพาะค่า เราเรียกรังสีเอกซ์ชนิดนี้ว่า รังสีเอกซ์เฉพาะตัวแสดงดังรูปที่ 2.10 และรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.10 การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวที่ระดับพลังงานของชั้นวงโคจรต่างๆ [30]



รูปที่ 2.11 การกระตุ้นให้เกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวโดยใช้อิเล็กตรอน [30]

ในระบบการวิเคราะห์ธาตุด้วยรังสีเอกซ์แบบ EDX หัววัดรังสีที่นิยมใช้ในปัจจุบัน คือ หัววัดรังสีแบบ Si (Li) ซึ่งเหมาะกับการวัดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวที่มีพลังงานในช่วง 1-30 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (KeV) หรือหัววัดเจอร์มาเนียมความบริสุทธิ์สูง (High purity germanium, Hpge) ซึ่งสามารถวัดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวได้ในช่วง 3-200 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ แม้ว่าหัววัด Hpge จะสามารถวัดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวได้ในช่วงกว้างกว่า แต่ในการวิเคราะห์ธาตุเบา หัววัดชนิด Si (Li) ก็ยังมีความจำเป็นอยู่มาก หัววัดรังสีเอกซ์ทั้งสองแบบจะเปลี่ยนพลังงานของรังสีให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าในรูปแบบศักย์ไฟฟ้า โดยขนาดของสัญญาณไฟฟ้าที่ออกจากหัววัด จะเป็นปฏิกิริยาโดยตรงกับพลังงานของรังสีเอกซ์ที่ตกกระทบบนหัววัด จากนั้นวงจรขยายแบบช่องเดียวหรือหลายช่องจะเก็บสัญญาณไฟฟ้าจากหัววัดในหน่วยความจำที่อยู่ภายในเครื่องและแสดงผลวิเคราะห์บนจอภาพในรูปแบบของสเปกตรัมพร้อมทั้งผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณและคุณภาพ โดยโปรแกรมสำเร็จรูปที่มีอยู่ซึ่งมีความซับซ้อนแตกต่างกันไปในแต่ละกลุ่มผู้ผลิต

การประยุกต์ใช้งานของ SEM-EDX

1. ใช้ประเมินคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristic evaluation) สามารถดูได้จากขนาดของเกรน (Grain size) ความขรุขระของผิว (Surface roughness) ความพรุน (Porosity) การกระจายตัวของอนุภาค (Particle distribution) และความเป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุ (Material homogeneity)
2. การวิเคราะห์จุดบกพร่อง (Failure defect) สามารถดูได้จากการปนเปื้อนเฉพาะบริเวณ (Contamination location) การประเมินกลไกการเกิดความเสียหาย (Mechanical damage assessment) บริเวณที่เกิดการแตกหักในระดับจุลโครงสร้าง (Micro-crack location)

3. การควบคุมคุณภาพ (Quality control screening) สามารถดูได้จากการเปรียบเทียบตัวอย่างที่ดีและไม่ดี การกำหนดความหนาของชั้นฟิล์มและชั้นเคลือบ เป็นต้น [28], [30]

## 2.8 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity test) ทดสอบเพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นในการคัดกรองความปลอดภัยด้านสารเคมี เนื่องจากชิ้นงานทดสอบของเราจะถูกนำไปใช้ในร่างกายมนุษย์จึงจำเป็นต้องมีการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ โดยในโปรเจกต์นี้ได้ทดสอบความเป็นพิษของเซลล์อ้างอิงตามมาตรฐาน ISO (International organization for standardization) 2 มาตรฐาน คือ ISO 10993-5 และ ISO 10993-12 โดยมาตรฐาน ISO 10993-5 จะเป็นมาตรฐานที่อธิบายการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์เพาะเลี้ยงในสถานะหลอดทดลอง และเป็นมาตรฐานการประเมินทางชีววิทยาของอุปกรณ์การแพทย์ โดยจะระบุวิธีทดสอบที่จะใช้ในการประเมินความเป็นพิษต่อเซลล์ วิธีวิเคราะห์ และรวมถึงระบุปริมาณสารตัวอย่างในการสกัดที่เทียบเคียงเป็นน้ำหนักต่อพื้นที่ตัวอย่างซึ่งจะเป็นไปตามมาตรฐาน ISO 10993-12 มาตรฐานสำหรับการเตรียมอาหารเลี้ยงเซลล์ [31], [32]

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ตามมาตรฐาน ISO 10993-5 มี 3 แบบคือ

1. Direct contact test
2. Indirect contact test
3. Extract test

ซึ่งแต่ละวิธีมีการกำหนดค่าความเป็นพิษของเซลล์จากการประเมินที่ แตกต่างกันได้แก่ การประเมินความเสียหายของเซลล์ด้วยวิธีทางสัณฐานวิทยา การวัดความเสียหายของเซลล์ที่มีผลต่อการเผาผลาญของเซลล์ ซึ่งในปฏิญานิพนธ์นี้ได้ใช้วิธีทดสอบความเป็นพิษ Extract test ในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity test ซึ่งเทคนิค MTT Cytotoxicity test เป็นวิธีที่ใช้ในการวัดความมีชีวิตของเซลล์หลังจากที่ได้สัมผัสกับสารสกัดตัวอย่างตามเวลาที่เหมาะสม แล้วประเมินความมีชีวิตของเซลล์จากการเปลี่ยนสารละลายสีเหลืองของ MTT ให้เป็นผลึก Formazan สีม่วง แล้ววัดค่าการดูดกลืนแสง ที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตร หลังจากนั้นคำนวณค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตของเซลล์ตามสมการที่ 1 โดยถ้าค่าความมีชีวิตของเซลล์ที่สัมผัสกับสารทดสอบมีค่ามากกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ของตัวควบคุมที่เป็นอาหารเลี้ยงเซลล์จะยอมรับได้ว่าสารตัวอย่างนั้นไม่เป็นพิษและสามารถนำไปใช้ได้อย่างปลอดภัย [33], [34]

$$Viability(\%) = \frac{OD_{570} \text{ Sample}}{OD_{570} \text{ Control}} \times 100 \quad (3)$$

มาตรฐาน ISO 10993-12 มาตรฐานนี้เป็นมาตรฐานที่ระบุปริมาณสารตัวอย่างในการสกัดเทียบเคียง เป็นน้ำหนักต่อพื้นที่ตัวอย่างหรือเรียกว่าเป็นมาตรฐานสำหรับการเตรียมอาหารเลี้ยงเซลล์ซึ่งจะทราบว่าต้องใช้ ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์เท่าไรจะต้องทำการเทียบระหว่างลักษณะวัสดุและขนาดชิ้นงาน จะทำให้ทราบว่าต้องใช้ ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์เท่าไร โดยในขั้นตอนการเตรียมอาหารเลี้ยงเซลล์จะต้องทำการวัดขนาดพื้นที่ ชิ้นงานทดสอบทั้งหมดเป็นหน่วยตารางเซนติเมตร หลังจากนั้นจะนำมาเทียบกับ Extraction ratio ก็จะทำให้ ได้ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับขนาดชิ้นงานทดสอบ และมาตรฐาน ISO 10993-5 มาตรฐานวิธีการ ทดสอบ

## 2.9 การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of variance)

การวิเคราะห์ความแปรปรวนเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับความ แตกต่างของค่าเฉลี่ยกรณีประชากรมากกว่า 2 กลุ่ม โดยทำการทดสอบเพียงครั้งเดียว เช่น กรณีประชากร 3 กลุ่ม สมมติฐานเชิงสถิติเป็นดังนี้

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$$

$$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$$

ถ้าผลการทดสอบสมมติฐานปฏิเสธ  $H_0$  หมายความว่ามีความแตกต่างอย่างน้อย คู่ที่มีค่าแตกต่างกันซึ่ง อาจจะเป็น  $\mu_1 \neq \mu_2$  หรือ  $\mu_1 \neq \mu_3$  หรือ  $\mu_2 \neq \mu_3$  หรือ  $\mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$  ก็ได้ ซึ่งการทดสอบว่าค่าเฉลี่ยของ ประชากรกลุ่มใดไม่เท่ากันนั้นเรียกว่าการเปรียบเทียบเชิงพหุ (Multiple comparison) โดยจะกล่าว รายละเอียดต่อไป การวิเคราะห์ความแปรปรวนมีด้วยกันหลายประเภท ซึ่งในปริณิธานฉบับนี้จะกล่าวถึง การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA)

### 2.9.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA)

การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวเป็นการศึกษาปัจจัยหรือแฟคเตอร์ (Factor) ที่มีผลทำให้ข้อมูล แตกต่างกันเพียงปัจจัยเดียว โดยที่ปัจจัยนั้นอาจมีหลายระดับ ซึ่งเรียกระดับต่าง ๆ ของปัจจัยว่าทรีทเมนต์ (Treatment) ดังนั้นจึงเป็นการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลในระดับต่าง ๆ ของปัจจัย โดยถือว่าข้อมูลที่ได้รับปัจจัยระดับเดียวกันมาจากประชากรเดียวกัน

## 2.9.2 หลักการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA)

หลักเกณฑ์ที่สำคัญในการวิเคราะห์ความแปรปรวน คือแบ่งความแปรปรวนของข้อมูลทั้งหมดออกตามสาเหตุที่ทำให้ข้อมูลแตกต่างกัน คือ ความแปรปรวนภายในกลุ่ม (Within group) และความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Between group) โดยที่ [35]

$$\text{ความแปรปรวนรวม} = \text{ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม} + \text{ความแปรปรวนภายในกลุ่ม} \quad (4)$$

### 1. ลักษณะของตารางข้อมูล

ลักษณะของข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว เป็นดังนี้

ตารางที่ 2.5 ข้อมูลทั่วไป [35]

	ทรีทเมนต์ (treatment)					
	1	2	3	...	$k$	
	$x_{11}$	$x_{12}$	$x_{13}$	...	$x_{k1}$	
	$x_{21}$	$x_{22}$	$x_{23}$	...	$x_{k2}$	
	$x_{31}$	$x_{32}$	$x_{33}$	...	$x_{k3}$	
	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	...	$\vdots$	
	$x_{1n_1}$	$x_{2n_2}$	$x_{3n_3}$	...	$x_{kn_k}$	
รวม	$T_1$	$T_2$	$T_3$	...	$T_k$	$T$
ค่าเฉลี่ย	$\bar{x}_1$	$\bar{x}_2$	$\bar{x}_3$	...	$\bar{x}_k$	$\bar{x}$

เมื่อ	$X_{ij}$	แทนข้อมูลของทรีทเมนต์ที่ $i$ หน่วยทดลองที่ $j$ ( $i = 1, 2, 3, \dots, k$ และ $j = 1, 2, 3, \dots, n_i$ )
	$T_i$	แทนผลรวมของข้อมูลทรีทเมนต์ที่ $i$
	$T$	แทนผลรวมของข้อมูลทั้งหมด
	$X_i$	แทนค่าเฉลี่ยของข้อมูลทรีทเมนต์ที่ $i$
	$X$	แทนค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด
	$K$	แทนจำนวนทรีทเมนต์
	$n$	แทนจำนวนข้อมูลทั้งหมด เท่ากับ $n_1 + n_2 + n_3 + \dots + n_k$

เนื่องจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวเป็นการศึกษาอิทธิพลของปัจจัยเดียวที่มีผลทำให้ค่าสังเกตแตกต่างกัน นั่นคือข้อมูลมีความแตกต่างเนื่องจากกลุ่มที่ต่างกันเท่านั้น ดังนั้นการวิเคราะห์จึงแบ่งความแปรปรวน ของข้อมูลเป็นดังนี้

- ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Between groups sum of square) เขียนแทนด้วย สัญลักษณ์ SSB เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดจากการที่ค่าเฉลี่ยของตัวอย่างในแต่ละกลุ่มแตกต่างจากค่าเฉลี่ยรวม โดยที่

$$SSB = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (5)$$

- ความแปรปรวนภายในกลุ่ม (Within group sum of square) เขียนแทนสัญลักษณ์ SSE เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดขึ้นภายในกลุ่มแต่ละกลุ่มซึ่งไม่ทราบสาเหตุว่าเป็นความแปรปรวนที่เกิดจากสาเหตุใด ในบางครั้งจึงเรียกว่า ความคลาดเคลื่อน (Error sum of square) โดยที่

$$SSE = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_{ij} - \bar{x}_i)^2 \quad (6)$$

- ความแปรปรวนรวม (Total sum of square) เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ SST เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดจากค่าสังเกตแต่ละค่าแตกต่างจากค่าเฉลี่ยรวม โดยที่

$$SST = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_{ij} - \bar{x})^2 \quad \text{และ} \quad SST = SSB + SSE \quad (7)$$

## 2. เงื่อนไขของการวิเคราะห์ความแปรปรวน

ในการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนมีเงื่อนไข ดังนี้

- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ทดสอบในแต่ละกลุ่มจะต้องมีการแจกแจงแบบปกติ
- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ทดสอบจะต้องมีความแปรปรวนเท่ากัน
- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกลุ่มจะต้องเป็นอิสระต่อกัน

### 3. สมมติฐานในการทดสอบ

- กำหนด  $\mu_1$  แทนค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มที่ 1  
 $\mu_2$  แทนค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มที่ 2  
 $\mu_k$  แทนค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มที่ k

#### สมมติฐานเชิงสถิติ

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \dots = \mu_k$$

$$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3 \neq \dots \neq \mu_k$$

หรือ

$H_0$  : ค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มไม่แตกต่างกัน

$H_1$  : ค่าเฉลี่ยของประชากร k กลุ่มแตกต่างกันอย่างน้อย

### 4. ตัวสถิติทดสอบและค่าวิกฤต

ตัวสถิติทดสอบและค่าวิกฤต คือ 
$$F = \frac{MSB}{MSE} \quad (8)$$

ซึ่งคำนวณจากตารางการวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of variance table) หรือเรียกว่า ANOVA ดังตารางที่ 2.6

ตารางที่ 2.6 ตาราง ANOVA [35]

แหล่งความแปรปรวน (Source of variation)	องศาอิสระ (df)	ผลรวมกำลังสอง (Sum of square) (SS)	ผลรวมกำลังสองเฉลี่ย (Mean of square) $MS = \frac{SS}{df}$	F - Ratio
ระหว่างกลุ่ม	k-1	SSB	$MSB = \frac{SSB}{k-1}$	$F = \frac{MSB}{MSE}$
ภายในกลุ่ม	n-k	SSE	$MSE = \frac{SSE}{n-k}$	
รวม	n-1	SST		

เมื่อค่าสถิติทดสอบ (F) มากกว่าค่าวิกฤต ( $F_{วิกฤต} = F_{1-\alpha(k-1, n-k)}$ ) จะปฏิเสธ  $H_0$  และยอมรับ  $H_1$

### 2.9.3 การเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple comparison)

เทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนเป็นการทดสอบว่าจะมีค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มแตกต่างกันหรือไม่ ถ้าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Significant) ก็จะบอกเพียงว่ามีค่าเฉลี่ยอย่างน้อย 1 คู่ ที่มีค่าแตกต่างกัน แต่จะไม่บอกว่าเป็นคู่ใด ซึ่งเราจะต้องทำการทดสอบหลังการวิเคราะห์โดยวิธีการเปรียบเทียบพหุคูณ ซึ่งมีหลากหลายวิธีด้วยกัน ปริญญาพนธ์ฉบับนี้จะขอกล่าวเพียงบางวิธีที่นิยมใช้ดังนี้

#### 1. วิธี Least-Significant Different (LSD)

วิธีนี้เป็นการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ LSD หรือ Fisher's Least – Significant Different เป็นเทคนิคที่ R.A. Fisher ได้พัฒนาขึ้นเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยประชากรครั้งละหลายคู่ โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. คำนวณหาค่า LSD โดยที่  $LSD = t_{\frac{\alpha}{2}, n - k} \sqrt{MSE \left( \frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)}$  (9)

2. นำ  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$  เปรียบเทียบกับค่า LSD

ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| > \text{LSD}$  แสดงว่า  $\mu_i \neq \mu_j$

ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| \leq \text{LSD}$  แสดงว่า  $\mu_i = \mu_j$

#### 2. วิธี Turkey's Honestly Significant Different (HSD)

วิธีนี้เป็นวิธีการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยประชากรที่ตัวอย่างแต่ละชุดมีขนาดเท่ากัน โดยมีสูตรของ Diekhoff ดังนี้

$$HSD = q_{\alpha, k, df} \sqrt{\frac{MSE}{n}} \quad (10)$$

โดยที่  $k =$  จำนวนกลุ่ม,  $df = n - k$  และค่า  $q$  เปิดหาได้จากตารางค่าวิกฤตของ Studentized Rough Statistic มีขั้นตอนดังนี้

1. คำนวณหาค่า HSD

2. คำนวณหาค่า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$

3. เปรียบเทียบค่า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$  กับ HSD

ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| > \text{HSD}$  แสดงว่า  $\mu_i \neq \mu_j$

ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| \leq \text{HSD}$  แสดงว่า  $\mu_i = \mu_j$

### 3. วิธี The Sheffe's post hoc comparison (Sheffe')

การเปรียบเทียบพหุคูณโดยวิธี Sheffe จะใช้ในกรณีที่ตัวอย่างแต่ละชุดมีขนาดเท่ากันหรือไม่เท่ากันก็ได้ โดยมีสูตรดังนี้

$$S = \sqrt{F(\alpha, dfb, dfw)} \sqrt{MSE \left( \frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)} \quad (11)$$

โดยที่  $df_b = k-1$ ,  $df_w = n-k$  และ ค่า F เปิดได้จากตาราง ขั้นตอนการคำนวณมีดังนี้

1. คำนวณค่า S
2. คำนวณค่า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$
3. เปรียบเทียบค่า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$  กับ S  
ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| > S$  แสดงว่า  $\mu_i \neq \mu_j$   
ถ้า  $|\bar{x}_i - \bar{x}_j| \leq S$  แสดงว่า  $\mu_i = \mu_j$

### 2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาเกี่ยวกับการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ การศึกษาวิธีการเพิ่มความต้านทานการกัดกร่อน และธาตุที่สามารถใช้เป็นธาตุเจือในการเติมเข้าไปในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมจึงมีความสำคัญ โดยมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้

Bombac et al. (2007) [3] ได้กล่าวว่าโลหะเป็นวัสดุชีวภาพที่มีคุณสมบัติต้านทานการกัดกร่อน และโลหะบางประเภทสามารถนำมาใช้สำหรับการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ได้ ซึ่งโลหะที่จะนำมาใช้งานได้จะต้องไม่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย ไม่เป็นพิษ และทนต่อการกัดกร่อนได้ดี โลหะที่นิยมนำมาผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และโลหะผสมไทเทเนียม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) เป็นวัสดุที่ต้านทานการกัดกร่อน มีความแข็งแรงสูง ต้านทานการออกซิเดชัน และต้านทานการสึกหรอได้ดี โดยส่วนใหญ่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมถูกนำมาผลิตเป็นรากฟันเทียม ข้อเข่าเทียม และสะโพกเทียม เป็นต้น

Tunthawiroon and Chiba (2019) [26] ได้ศึกษาผลของความเข้มข้นของซิลิคอนต่อโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อโดยมีการเจือธาตุซิลิคอนที่ความเข้มข้นต่างกัน ลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ตามมาตรฐาน ASTM F75 โดยมีการตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาคของโลหะผสมด้วยการวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

(Scanning electron microscope, SEM) และมีการทดสอบสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมด้วยการทดสอบความแข็ง (Hardness test) ด้วยเครื่อง Vickers micro hardness test ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการเติมธาตุเจือทำให้คุณสมบัติเชิงกลและโครงสร้างทางจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเปลี่ยนแปลงไป

Kuroda et al. (1998) [42] ได้กล่าวถึงสมบัติเชิงกลของโลหะผสมไทเทเนียมชนิด A และ B ที่ถูกเจือธาตุต่างกัน ซึ่งธาตุที่จะถูกนำมาใช้เป็นธาตุเจือสำหรับทำวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์นั้น จะต้องเป็นธาตุที่สามารถใช้งานในร่างกายมนุษย์ได้ ต้องมีคุณสมบัติเรื่องความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ความเข้ากันได้กับเซลล์และเนื้อเยื่อในร่างกาย ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ และต้องมีความสัมพันธ์ที่ดีระหว่างความต้านทานการกัดกร่อนและความเข้ากันได้ทางชีวภาพ เช่น ไทเทเนียม แทนทาลัม แพลทินัม และเซอร์โคเนียม เป็นต้น



## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินงานของการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ ซึ่งขั้นตอนของการดำเนินงานมีดังหัวข้อต่อไปนี้

1. วัสดุที่ใช้ในการทดสอบ
2. ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity test)
3. ขั้นตอนการทดสอบสมบัติเชิงกลด้วยเทคนิคการวัดความแข็ง (Hardness test)
4. ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อน
5. ขั้นตอนการทดสอบลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology)
6. การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ
7. อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

#### 3.1 วัสดุที่ใช้ในการทดสอบ

ชิ้นงานที่ใช้ทดสอบเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) ตามมาตรฐาน ASTM F75 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก ซึ่งองค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) ที่ใช้ในการทดสอบแสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

องค์ประกอบของโลหะผสม (wt%)	Co	Cr	Mo	Mn	Si	Ti	Ta
Co-Cr-Mo	67.9	26.5	5.9	0.8	0.5	-	-
Co-Cr-Mo+Ti	66.5	27.333	4.467	0.3	0.567	0.833	-
Co-Cr-Mo+Ta	66.867	26.767	4.733	0.333	0.467	-	0.833

### 3.1.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

สำหรับการเตรียมชิ้นงานทดสอบจะเริ่มจากการชั่งน้ำหนักเตรียมสัดส่วนเพื่อให้ได้โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของไทเทเนียมและแทนทาลัมเท่ากับ 1% โดยน้ำหนัก นำโลหะผสมทั้ง 3 ตัวอย่างไปหลอมด้วยเตาอาร์คไฟฟ้า (Electric arc furnace, EAF) และจะทำการตรึงเฟสของโลหะผสมให้หยุดในที่เราต้องการด้วยการอบให้เป็นเนื้อเดียวกัน (Homogenizing heat treatment) หลังจากนั้นจึงนำโลหะผสมที่ได้ไปตัดให้ได้ตามขนาดที่ต้องการ และลำดับสุดท้ายนำไปขัดเงา เพื่อเตรียมชิ้นงานให้พร้อมทดสอบโดยที่ขั้นตอนดังต่อไปนี้

#### 1. การเตรียมอัตราส่วนชิ้นงาน

เริ่มจากการนำโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ตามมาตรฐาน ASTM 75 มาตัดให้ได้น้ำหนักประมาณ 50 กรัม ทั้ง 3 ชิ้น หลังจากนั้นเตรียมไทเทเนียมและแทนทาลัมอย่างละ 0.5 กรัม เพื่อเตรียมสำหรับนำมาหลอมเป็นชิ้นงานสำหรับทดสอบ

#### 1.1 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

- โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม 50 กรัม

#### 1.2 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก

- โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม 50 กรัม
- ไทเทเนียม 0.5 กรัม

#### 1.3 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก

- โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม 50 กรัม
- แทนทาลัม 0.5 กรัม



รูปที่ 3.1 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ASTM F75

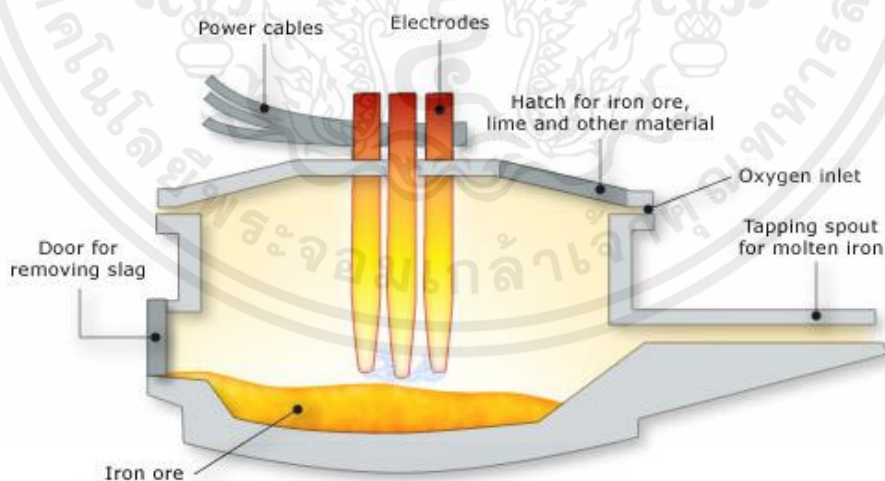
## 2. การทำความสะอาดชิ้นงานทดสอบ

เป็นขั้นตอนการทำความสะอาดวัสดุก่อนทำการหลอมชิ้นงานทดสอบโดยหลังจากการตัดชิ้นงานให้ได้ตามน้ำหนักและสัดส่วนตามที่ตั้งไว้ ก่อนจะนำไปหลอมจะต้องนำชิ้นงานทดสอบมาทำความสะอาดเพื่อนำเอาออกไซด์ที่ผิวออกให้หมดก่อนโดยเราจะทำความสะอาดชิ้นงานด้วย 2 ขั้นตอน คือ

1. ขัดชิ้นงานทดสอบด้วยกระดาษทราย
2. จุ่มชิ้นงานทดสอบในกรดที่มีอัตราส่วน 1:4:5 ซึ่งองค์ประกอบไปด้วย
  - 2.1 HF (Hydrogen fluoride)
  - 2.2 HNO<sub>3</sub> (Nitric acid)
  - 2.3 H<sub>2</sub>O (Water)

## 3. การหลอมโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

หลังจากที่ทำความสะอาดชิ้นงานแล้ว เราจะนำชิ้นงานไปหลอม ด้วยเตาอาร์คไฟฟ้า (Electric arc furnace, EAF) ซึ่งเป็นวิธีการหลอมที่ใช้เตาอาร์คไฟฟ้า ซึ่งจะใช้ความร้อนจากการอาร์คไฟฟ้าในการหลอม ไฟฟ้าเป็นวิธีการให้ความร้อนที่คล้ายคลึงกับการเชื่อมโลหะ ในขณะที่เดียวกันอิเล็กโทรดด้านบนและเข้าหลอม จะทำมาจากทองแดงซึ่งทำหน้าที่เป็นขั้วแคโทด ส่วนโลหะที่หลอมจะเป็นขั้วแอโนด ซึ่งจะอยู่ภายใต้สุญญากาศของก๊าซเฉื่อย (ก๊าซอาร์กอน) และการหลอมด้วยวิธีนี้จะต้องทำการหลอมอย่างต่ำ 2 ครั้ง เพื่อให้แน่ใจว่าองค์ประกอบเป็นเนื้อเดียวกัน และในปริมาณนี้พอนี้จะทำการหลอมทั้งหมด 4 ครั้ง



รูปที่ 3.2 รูปแสดงขั้วแคโทดแอโนดภายในเตา Electric arc furnace (EAF)

ภายในเตาหลอมจะสามารถหลอมได้ที่ละ 3 เบ้า และเบ้าหลอมสามารถบรรจุโลหะผสมได้ประมาณ 50 กรัม จึงเป็นเหตุผลทำให้ขนาดของชิ้นงานที่เราใช้ทดสอบจะต้องผสมโลหะผสมด้วยอัตราส่วนที่ 50 กรัม



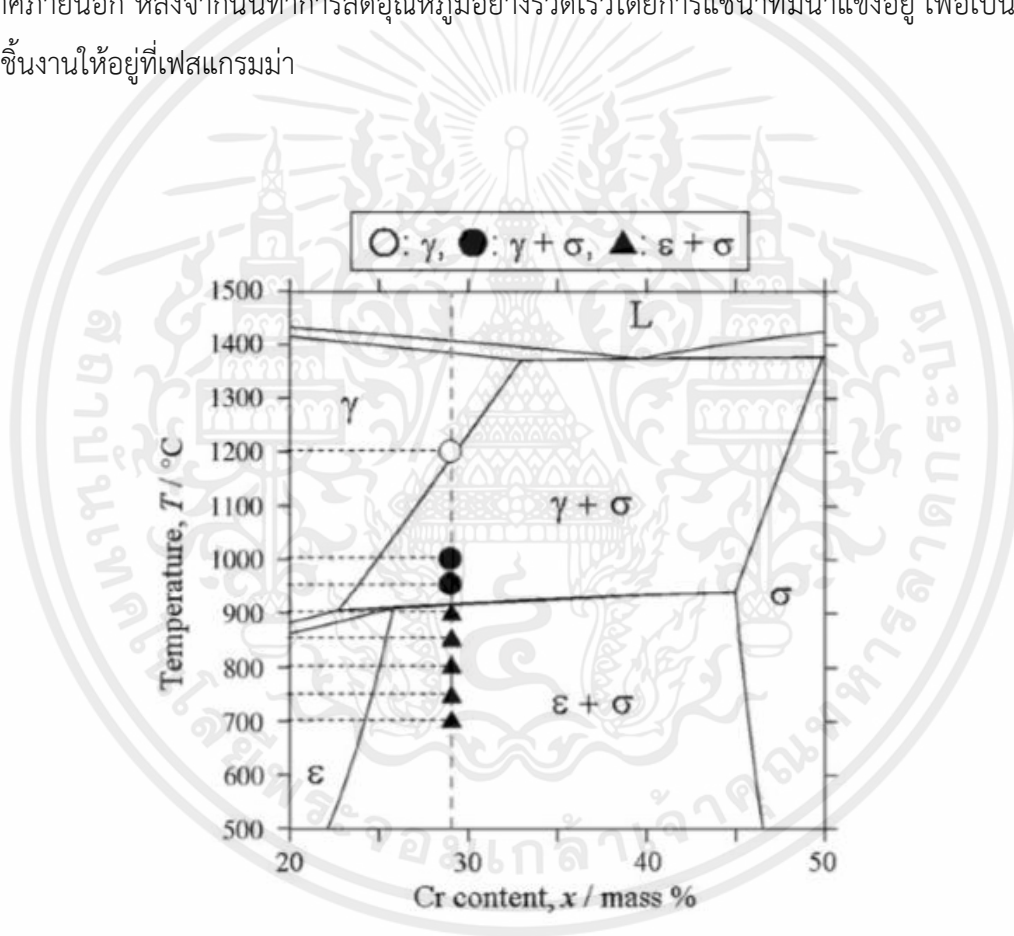
รูปที่ 3.3 รูปภายในเตาหลอมก่อนการหลอม



รูปที่ 3.4 รูปภายในเตาหลอมหลังการหลอม

#### 4. การอบให้เป็นเนื้อเดียวกัน (Homogenization heat treatment)

เมื่อหลอมชิ้นงานเสร็จจะนำชิ้นงานไปทำการอบให้เป็นเนื้อเดียวกัน (Homogenization heat treatment) ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างจุลภาคให้ได้ตามที่เรารต้องการ โดยดูจากเฟสไดอะแกรมจะเห็นได้ว่าที่ โครเมียม ที่ 29% โดยน้ำหนักดังรูปที่ 3.5 ถ้าหากชิ้นงานโลหะที่หลอมมาถูกปล่อยให้เย็นตัวลงช้า ๆ ชิ้นงานจะมีการเปลี่ยนเฟสจนมาเป็นเฟสเอปไซลอน+ซิกม่าเมื่อถึงอุณหภูมิห้อง ซึ่งเฟสที่กล่าวมาเป็นเฟสที่เราไม่ต้องการเราต้องการเฟสแกมมาเพียงเฟสเดียว เนื่องจากเฟสแกมมา+ซิกม่าหรือเอปไซลอน+ซิกม่า เป็นเฟสที่มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางจุลภาคและคุณสมบัติทางกายภาพ โดยการนำชิ้นงานไปอบที่อุณหภูมิ 1200 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง และมีก๊าซอาร์กอนไหลผ่านตลอด เพื่อไม่ให้ชิ้นงานเกิดออกไซด์เมื่อสัมผัสกับอากาศภายนอก หลังจากนั้นทำการลดอุณหภูมิอย่างรวดเร็วโดยการแช่น้ำที่มีน้ำแข็งอยู่ เพื่อเป็นการหยุดเฟสของชิ้นงานให้อยู่ที่เฟสแกมมา



รูปที่ 3.5 เฟสไดอะแกรมของธาตุโคบอลต์โดยมีปริมาณโครเมียมที่แตกต่างกัน [36]



รูปที่ 3.6 ชิ้นงานก่อนทำการอบเพื่อให้เป็นเนื้อเดียว

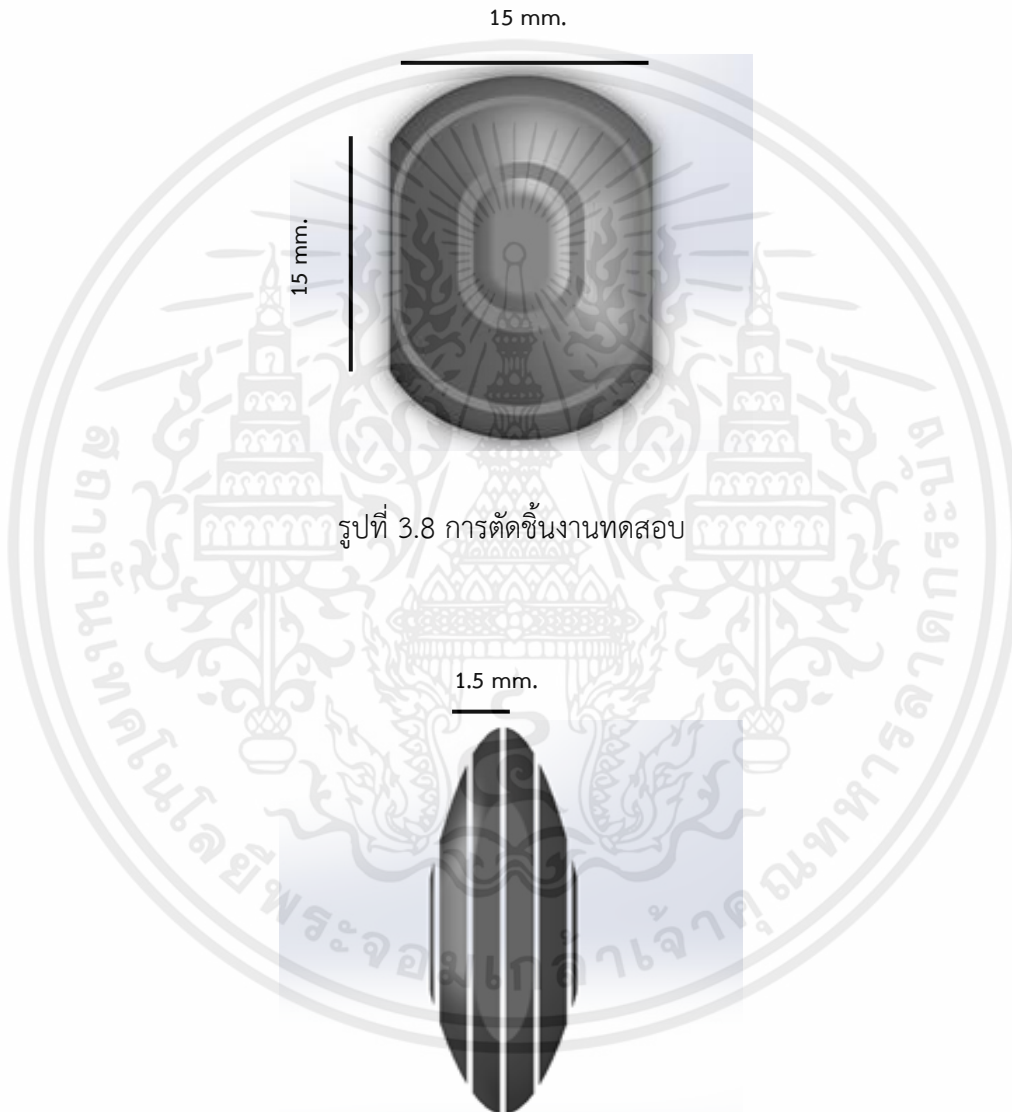


รูปที่ 3.7 ชิ้นงานหลังทำการอบเพื่อให้เป็นเนื้อเดียว

จากรูปที่ 3.6 และ รูปที่ 3.7 เราจะสังเกตเห็นได้ว่าชิ้นงานก่อนทำการอบให้เป็นเนื้อเดียวกันมีสีเงินและค่อนข้างมีความวาว แต่เมื่อนำชิ้นงานไปทำการอบให้เป็นเนื้อเดียวกันแล้ว ชิ้นงานเปลี่ยนเป็นสีดำและความมันวาวที่ผิวก็หายไปเนื่องจากเกิดออกไซด์ที่ผิวของชิ้นงาน

### 3.1.2 การตัดชิ้นงานทดสอบ

ต่อไปเป็นขั้นตอนการตัดชิ้นงาน จะใช้วิธี Wire cut ด้วยเครื่อง Wire EDM machining โดยการตัดจะให้ได้ขนาด  $15 \times 15$  มิลลิเมตร และแบ่งตัดเป็นชิ้นๆ โดยแต่ละชิ้นมีความหนา 1.5 มิลลิเมตร เนื่องจากชิ้นงานมีขนาดเล็กก่อนที่จะส่งชิ้นงานตัดจะทำให้จับตัวชิ้นงานเพื่อความสะดวกในการตัด โดยใช้แท่งสแตนเลสความยาวประมาณ 5 เซนติเมตร มาเชื่อมติดกับบริเวณชิ้นงานเพื่อทำเป็นด้ามจับ



รูปที่ 3.8 การตัดชิ้นงานทดสอบ

รูปที่ 3.9 การตัดความหนาชิ้นงานทดสอบ



รูปที่ 3.10 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังจากการตัด



รูปที่ 3.11 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมหลังจากการตัด



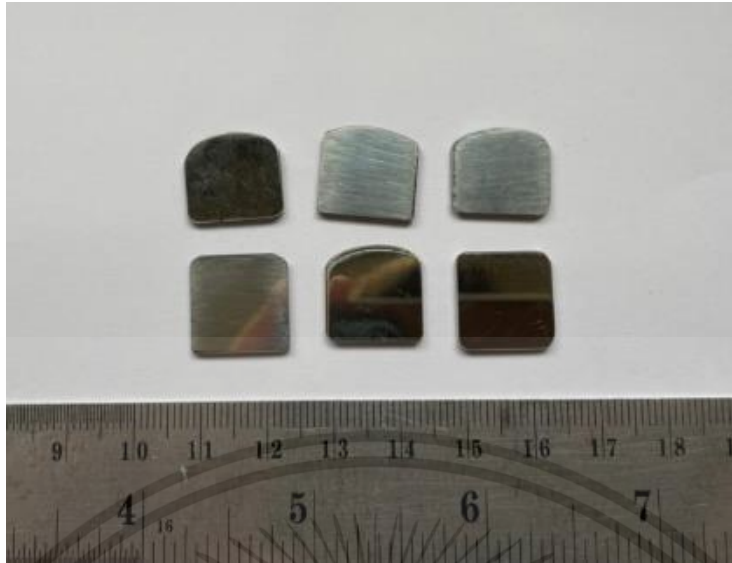
รูปที่ 3.12 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมหลังจากการตัด

### 3.1.3 การขัดชิ้นงานทดสอบ

สำหรับการขัดชิ้นงานจะเริ่มจากการขัดชิ้นงานทดสอบด้วยกระดาษทรายเบอร์ 240 800 1200 และ 2500 ตามลำดับ หลังจากนั้นจะนำชิ้นงานทดสอบมาขัดต่อด้วยผงขัดอลูมินาขนาด 1 และ 0.3 ไมครอน เมื่อผ่านการขัดด้วยกระดาษทรายและผงขัดอลูมินาแล้ว นำชิ้นงานทดสอบมาทำความสะอาดด้วยเอทานอลแล้วเป่าให้แห้ง



รูปที่ 3.13 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังจากการขัด



รูปที่ 3.14 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เจือไทเทเนียมหลังจากการขัด



รูปที่ 3.15 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เจือแทนทาลัมหลังจากการขัด

### 3.2 ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic test)

#### 3.2.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

สำหรับขั้นตอนในการเตรียมชิ้นงานทดสอบเริ่มจากการขัดชิ้นงานทดสอบ เมื่อผ่านขั้นตอนการขัดชิ้นงานทดสอบแล้ว จะวัดขนาดของชิ้นงานด้วยไมโครมิเตอร์ดิจิตอล โดยจะทำการวัดทุกๆด้านของชิ้นงานทดสอบเป็นหน่วยมิลลิเมตร จากนั้นนำมาคำนวณหาพื้นที่ทั้งหมดของชิ้นงานและแปลงเป็นหน่วยเซนติเมตรสำหรับนำไปเทียบกับ Extraction ratio เพื่อหาปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับการทดสอบ ซึ่งขนาดของชิ้นงานทดสอบที่วัดได้จะแสดงในตารางที่ 3.2 ตารางแสดงขนาดชิ้นงานทดสอบ

ตารางที่ 3.2 ตารางแสดงขนาดของชิ้นงานทดสอบ

ชิ้นงานทดสอบ	ความหนา (มม.)	1 ด้าน (ตร.มม.)	2 ด้าน (ตร.มม.)	รอบชิ้นงาน (ตร.มม.)	พื้นที่ทั้งหมด (ตร.ซม.)
Co-Cr-Mo	1.46	161.8440	323.6880	65.8424	3.8953
Co-Cr-Mo+Ti	1.46	219.9190	439.8380	86.6130	5.2645
Co-Cr-Mo+Ta	1.47	207.0890	414.1780	84.6896	4.9887

หลังจากที่เราทราบขนาดของชิ้นงานทดสอบจากตารางที่ 3.2 แล้ว เราจะนำขนาดชิ้นงานทดสอบที่วัดได้มาเทียบกับมาตรฐาน ISO 10993-12 ซึ่งเป็นมาตรฐานสำหรับการเตรียมอาหารเลี้ยงเซลล์ ซึ่งแสดงในตารางที่ 3.3 ตารางแสดงมาตรฐานของปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบเพื่อหาปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสม โดยจะเปรียบเทียบกับวัสดุของชิ้นงานทดสอบและความหนาชิ้นงานทดสอบของเรา เมื่อเทียบตารางที่ 3.3 แล้วได้ค่า Extraction ratio แล้วจะนำค่า Extraction ratio ไปคำนวณกับพื้นที่ทั้งหมดของชิ้นงานทดสอบจากนั้นจะได้ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมสำหรับการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์

ตารางที่ 3.3 มาตรฐานของปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบ

Standard surface areas and extract liquid volumes

Thickness mm	Extraction ratio (surface area or mass/volume) ±10 %	Examples of forms of materials
<0,5	6 cm <sup>2</sup> /ml	Film, sheet, tubing wall
0,5 to 1,0	3 cm <sup>2</sup> /ml	Tubing wall, slab, small moulded items
>1,0	3 cm <sup>2</sup> /ml	Larger moulded items
>1,0	1,25 cm <sup>2</sup> /ml	Elastomeric closures
Irregularly shaped solid devices	0,2 g/ml	Powder, pellets, foam, non-absorbent moulded items
Irregularly shaped porous devices (low-density materials)	0,1 g/ml	Membranes, textiles

NOTE While there are no standardized methods available at present for testing absorbents and hydrocolloids, a suggested protocol is as follows:  
 — determine the volume of extraction vehicle that each 0,1 g or 1,0 cm<sup>2</sup> of material absorbs;  
 — then, in performing the material extraction, add this additional volume to each 0,1 g or 1,0 cm<sup>2</sup> in an extraction mixture.

ซึ่งจากตารางเมื่อเราเทียบขนาดความหนาของชิ้นงานทดสอบจะพบว่าชิ้นงานทดสอบของเรามีความหนาน้อยกว่า 1 หรือ 0 มิลลิเมตร และชิ้นงานทดสอบของเราเป็นวัสดุประเภทชิ้นงานขนาดใหญ่ ทำให้ต้องใช้ค่า Extraction ratio เท่ากับ 3 cm<sup>2</sup>/ml ดังนั้นอัตราส่วนการคำนวณปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ต้องใช้ในชิ้นงานทดสอบของเราคือ อาหารเลี้ยงเซลล์ 1 มิลลิลิตรต่อพื้นที่ชิ้นงานทดสอบ 3 ตารางเซนติเมตร ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ใช้ในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์จะแสดงอยู่ในตารางที่ 3.4 ตารางแสดงปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบ

ตารางที่ 3.4 ตารางแสดงปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ที่เหมาะสมกับชิ้นงานทดสอบ

ชิ้นงานทดสอบ	ความหนา (มม.)	พื้นที่ทั้งหมด (ตร.ซม.)	ปริมาณอาหารเลี้ยงเซลล์ (มล.)
Co-Cr-Mo	1.46	3.8953	1.2984
Co-Cr-Mo+Ti	1.46	5.2645	1.7548
Co-Cr-Mo+Ta	1.47	4.9887	1.6629

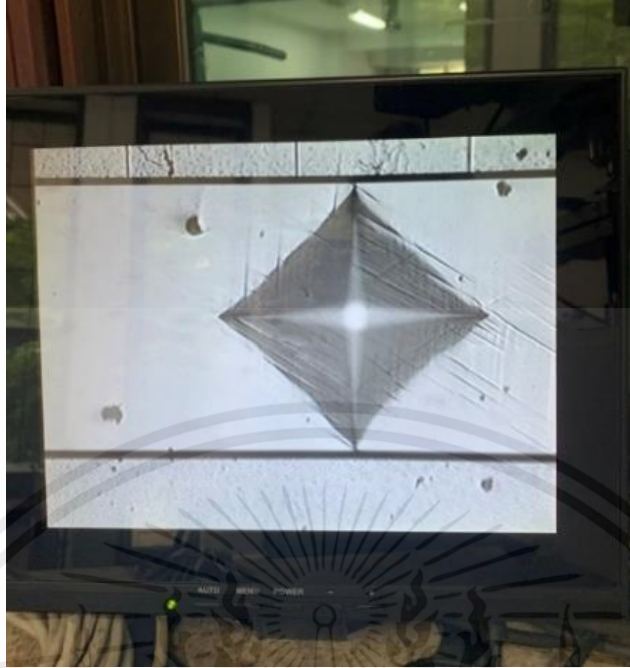
### 3.2.2 ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค (MTT cytotoxicity test)

ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity test) ด้วยวิธี Extract test โดยใช้ เทคนิค MTT Cytotoxicity test อ้างอิงตามมาตรฐาน ISO 10993-5 โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. นำชิ้นงานทดสอบไปแช่ในอาหารเลี้ยงเซลล์และทำการบ่มเป็นเวลา 24 ชั่วโมงที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
2. นำเซลล์ L929 (Mouse fibroblast cell line) ที่เพาะเลี้ยงมาย่อยสลายด้วยเอนไซม์ และเหวี่ยงจนเกิดเป็นสารแขวนลอยขึ้น หลังจากนั้นสารแขวนลอยของเซลล์จะถูกนำมาทำให้มีความหนาแน่น  $1 \times 10^5$  เซลล์ต่อมิลลิลิตร
3. นำปิเปตแบบหลายช่องจ่ายอาหารเลี้ยงเซลล์ลงในจานหลุม (96 well plate) ปริมาณ 100 ไมโครลิตร แล้วใส่สารแขวนลอยที่ได้จากข้อ 2 ลงในจานหลุม ( $1 \times 10^4$  เซลล์ต่อหลุม) และทำการบ่มเซลล์ต่อเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
4. เมื่อครบ 24 ชั่วโมงจึงนำอาหารเลี้ยงเซลล์ออก หลังจากนั้นใส่อาหารเลี้ยงเซลล์ที่ได้จากการแช่ชิ้นงานทดสอบในข้อ 1 ลงในหลุมจำนวน 100 ไมโครลิตรต่อหลุม แล้วบ่มเซลล์เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
5. นำงานทดสอบไปส่องกล้องจุลทรรศน์เพื่อประเมินสัญญาณวิทยาของเซลล์เพาะเลี้ยง หลังจากนั้นนำอาหารเลี้ยงเซลล์ออกจากจานหลุม และเติมสารละลาย MTT จำนวน 50 ไมโครลิตรลงไป ทำการบ่มต่อเป็นเวลา 2 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
6. นำสารละลาย MTT ออกและเติมไอโซโพรพานอล (isopropanol) ปริมาณ 100 มิลลิลิตรต่อหลุม จากนั้นทำการแกว่งและนำไปตรวจจับค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตรด้วยเครื่องไมโครเพลทรีดเดอร์ (Microplate reader)
7. นำค่าการดูดกลืนแสงที่ได้ไปวิเคราะห์ผล เพื่อคำนวณหาเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์โดยใช้สมการที่ 3

### 3.3 ขั้นตอนการทดสอบสมบัติทางกลด้วยเทคนิคการวัดความแข็ง (Hardness test)

วิธีที่เราจะใช้คือ Vickers Hardness Test ซึ่งเป็นการทดสอบความแข็งโดยใช้หัวกดเพชร ฐานเป็นพีระมิดสี่เหลี่ยม ปลายหัวกดทำมุม 136 องศา เราได้ทำการทดสอบที่น้ำหนักกด 1 กิโลกรัม กดค้างไว้เป็นเวลา 10 วินาที แต่ละชิ้นงานทดสอบเราจะทำการทดสอบทั้งหมด 5 ครั้ง จะทำให้รอยกดเส้นทแยงที่อยู่บนชิ้นงาน และจะถูกวัดโดยกล้องจุลทรรศน์ ค่าความแข็งจะคำนวณจากแรงกดของค่าเฉลี่ยของเส้นทแยงที่กระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ของผิว



รูปที่ 3.16 ตัวอย่างบริเวณที่ถูกหัวเพชรกด



รูปที่ 3.17 ภาพตัวอย่างหน้าจอขณะทำการทดสอบความแข็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อน

ISO 10993-15:2000 (E) มาตรฐานนี้เป็นมาตรฐานสำหรับการทดสอบการกัดกร่อนของวัสดุที่จะถูกนำไปใช้งานในทางชีวการแพทย์ หรือใช้งานในร่างกายมนุษย์ โดยภายในมาตรฐานจะระบุถึงสารละลายที่ควรใช้ในการทดสอบ การเตรียมชิ้นงานที่จะใช้ทดสอบ วิธีการทดสอบการกัดกร่อน รวมไปถึงเงื่อนไขต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบ ซึ่งในการทดสอบการกัดกร่อนของชิ้นงานทดสอบของเราเนื่องจากชิ้นงานทดสอบของเรานั้นถูกจัดทำขึ้นเพื่อใช้ในร่างกายมนุษย์บริเวณข้อเข่า ข้อสะโพกต่างๆ เราจึงได้เลือกใช้สารละลายของเหลวในร่างกายเทียม (Simulated body fluid, SBF) หรือ ของเหลวในร่างกายเทียมเพื่อใช้ในการทดสอบการกัดกร่อน

#### 3.4.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

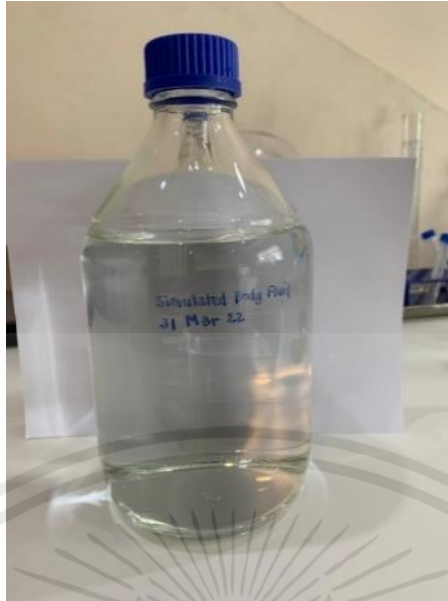
เราจะทำการเตรียมชิ้นงานทดสอบด้วยการขัดชิ้นงานด้วยผงอะลูมินาขนาด 0.3 ไมครอนทิ้งไว้ 1 คืน ก่อนใช้งานทำความสะอาดด้วยการจุ่มในเอทานอล 10 นาที และกำหนดให้พื้นผิวชิ้นงานสำหรับการทดสอบให้มีขนาดพื้นที่ผิวสำหรับทดสอบ 1 ตารางเซนติเมตร

#### 3.4.2 การเตรียมสารละลายทดสอบ

เราจะทำการเตรียมสารละลายของเหลวในร่างกายเทียม (SBF) จำนวน 2 ลิตร โดยเริ่มจากการชั่งสารส่วนประกอบต่างๆ ให้ได้ปริมาณตามมาตรฐานในตารางที่ 3.5 นำส่วนผสมที่เตรียมไว้ผสมกับน้ำที่ปราศจากไอออน (น้ำ DI) โดยใช้เครื่องกวนสารที่อุณหภูมิ 36.5 องศาเซลเซียส จากนั้นปรับค่า pH ให้ถึง 7.4 ด้วยการเติมกรดไฮโดรคลอริก 1 โมลาร์

ตารางที่ 3.5 ตารางแสดงอัตราส่วนสารที่ใช้ในการเตรียมของเหลวเทียมในร่างกาย

รายการ	สารเคมี		ปริมาณ
1	NaCl	โซเดียมคลอไรด์	16.7 กรัม
2	NaHCO <sub>3</sub>	โซเดียมไบคาร์บอเนต	0.71 กรัม
3	KCl	โพแทสเซียมคลอไรด์	0.45 กรัม
4	K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> •3H <sub>2</sub> O	ไดโพแทสเซียมไฮโดรเจนฟอสเฟตไตรไฮเดรต	0.462 กรัม
5	MgCl <sub>2</sub> •6H <sub>2</sub> O	แมกนีเซียมคลอไรด์เฮกซะไฮเดรต	0.622 กรัม
6	1.0M-HCl	กรดไฮโดรคลอริก 1 โมลาร์	78 มิลลิลิตร
7	CaCl <sub>2</sub>	แคลเซียมคลอไรด์	0.584 กรัม
8	Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	โซเดียมซัลเฟต	0.144 กรัม
9	Tris	ทริส	12.236 กรัม

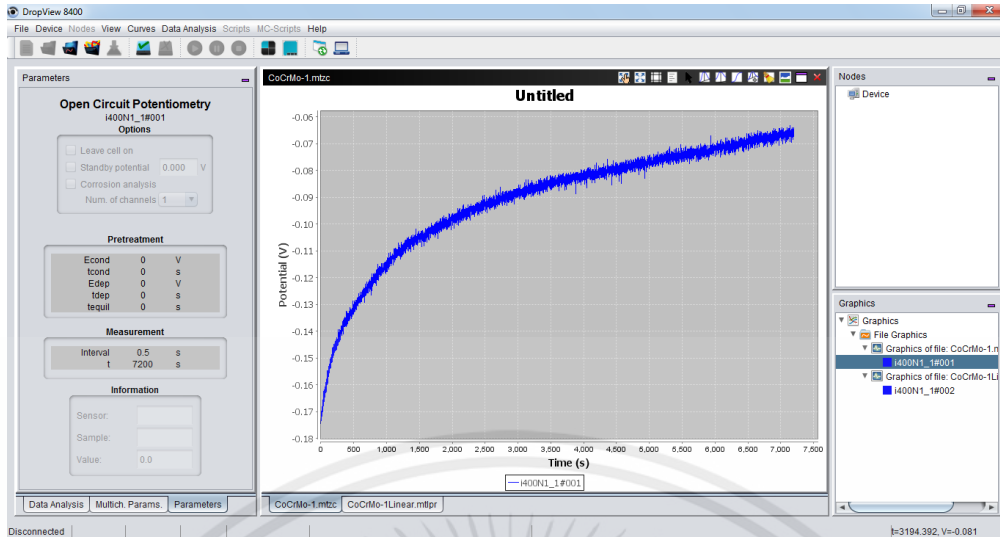


รูปที่ 3.18 ของเหลวในร่างกายเทียม (Simulated body fluid)

### 3.4.3 ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิคศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด Open circuit potential

การวัดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าวงจรเปิดเทียบกับเวลาเป็นการวัดค่าศักย์ไฟฟ้าของโลหะที่สนใจเทียบกับ อิเล็กโทรดอ้างอิง โดยไม่มีการป้อนศักย์ไฟฟ้าหรือกระแสไฟฟ้า โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. เตรียมชิ้นงานทดสอบ ทำความสะอาด โดยการนำชิ้นงานไปแช่กับเอทานอลเป็นเวลา 10 นาที หลังจากนั้นซับเอทานอลให้ชิ้นงานแห้ง และนำชิ้นงานทดสอบใส่เข้าไปในที่ยึด (Holder)
2. นำของเหลวในร่างกายเทียมใส่ในบีกเกอร์และนำบีกเกอร์ไปใส่ในตู้คุมอุณหภูมิ รอกจนอุณหภูมิของเหลวในร่างกายเทียมถึง 37 องศาเซลเซียส
3. เปิดเครื่องโพเทนทิโอดนามิก และ เลือกโหมด Open circuit potentiometry
4. ตั้งค่าตัวแปรในโปรแกรมโดยใช้เวลาทดสอบ 7200 วินาที
5. นำชิ้นงานทดสอบลงในบีกเกอร์โดยให้อยู่ระหว่างอิเล็กโทรดอ้างอิงและอิเล็กโทรดกระแส
6. กด run เพื่อเริ่มเก็บข้อมูล

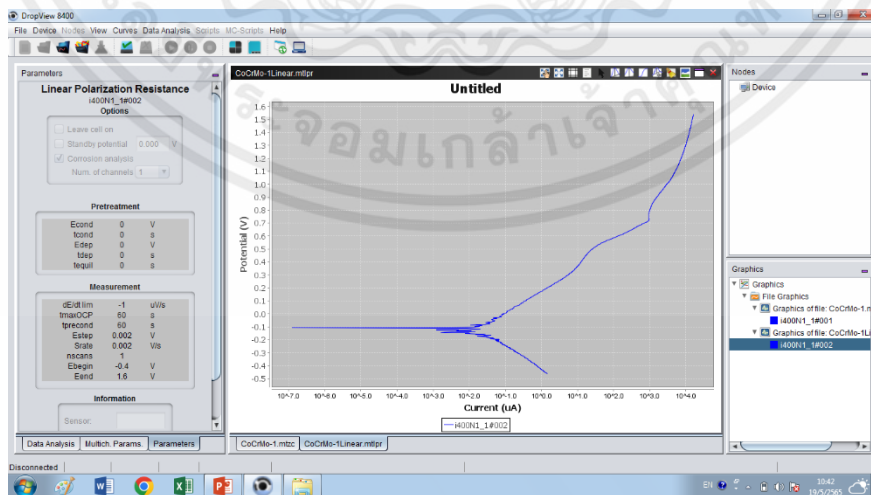


รูปที่ 3.19 ตัวอย่างโปรแกรมขณะทดสอบศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential)

### 3.4.4 ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิคโพเทนทิโอดนามิกโพลาไรเซชัน Potentiodynamic polarization

การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าเป็นการวัดกระแสไฟฟ้าขณะกระตุ้นให้เกิดการกัดกร่อนโดยการป้อนศักย์ไฟฟ้าค่าบวกให้กับชิ้นงานทดสอบ โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

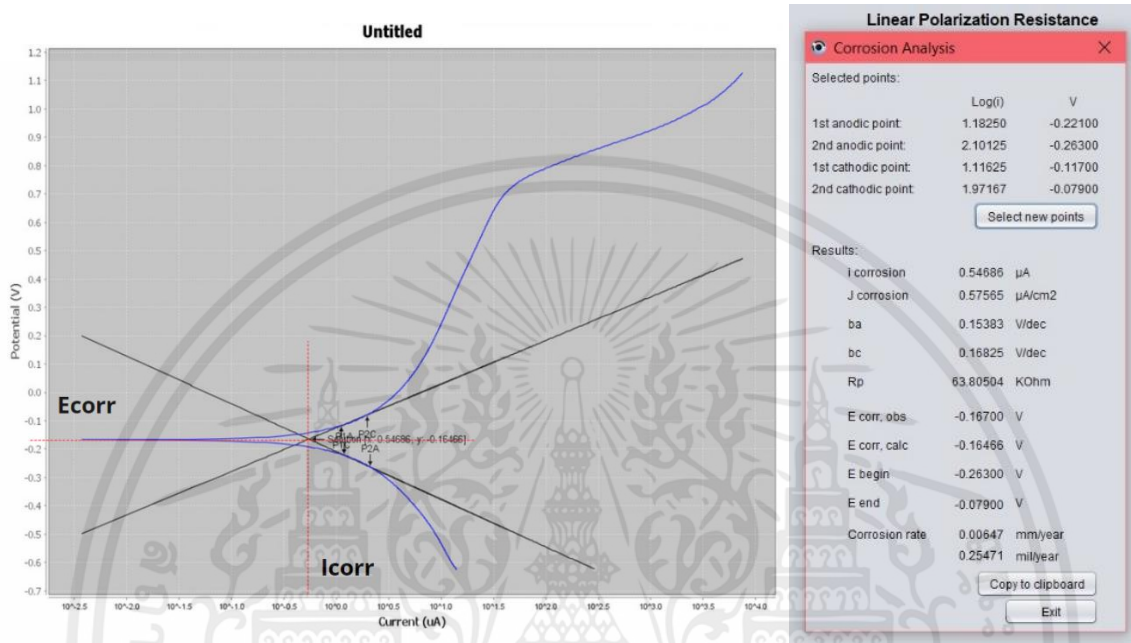
1. เป็นขั้นตอนที่ทำต่อจากวิธี Open circuit potential โดยเราจะตั้งค่าโปรแกรม ช่วงแรงดันไฟฟ้า โดยอิงจากค่า OCP ที่วัดได้จากวิธีแรก
2. เลือกโหมด Linear polarization resistance และทำการตั้งค่าตัวแปร
3. กด run เพื่อเริ่มเก็บข้อมูล



รูปที่ 3.20 ตัวอย่างโปรแกรมขณะทดสอบโพเทนทิโอดนามิกโพลาไรเซชัน (Potentiodynamic polarization)

### 3.4.5 การตัดกราฟ Tafel curves

หลังจากได้ Tafel curve จากการทำโพเทนทิโอสแตติกโพลาริเซชันแล้วเราจะทำการเลือกจุด 4 จุด เพื่อตัดสโลปหาค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  โดยจะทำการเลือกจุดให้ได้ค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  ให้ได้ใกล้เคียงกับค่าที่โปรแกรมคำนวณให้มากที่สุดดังที่แสดงในรูปที่ 3.21 และค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  ของชิ้นงานทดสอบทั้ง 3 ชนิด



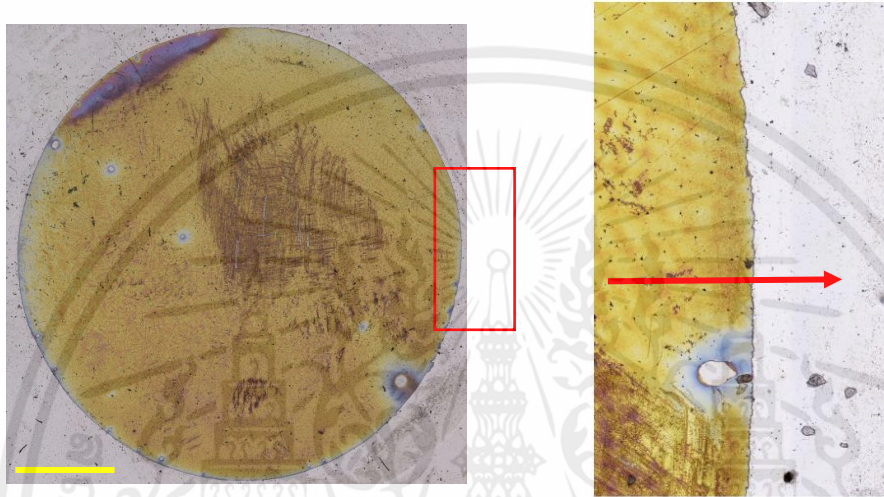
รูปที่ 3.21 ตัวอย่างการเลือกจุดตัดความชันหาค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$

### 3.4.6 การคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน

เมื่อเราทราบค่าทุกอย่างที่ต้องการทราบเรียบร้อยแล้วจะนำค่าที่ได้มาคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน โดยการคำนวณหาอัตราการกัดกร่อนจะเป็นไปดังสมการที่ 1 และนำค่าอัตราการกัดกร่อนที่คำนวณได้มาเปรียบเทียบกัน

### 3.5 ขั้นตอนการทดสอบลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology)

โดยเราจะใช้กล้อง Confocal microscope ในการวัดความสูงจากบริเวณพื้นผิวของชิ้นงานทดสอบที่เกิดการกัดกร่อนลากไปหาบริเวณพื้นผิวของชิ้นงานทดสอบที่ไม่เกิดการกัดกร่อน เพื่อทำการวัดพื้นที่ที่หายไปหลังจากการทดสอบการกัดกร่อน และจะทำการวัดชิ้นงานทดสอบละ 2 จุด และนำค่าความสูงที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย

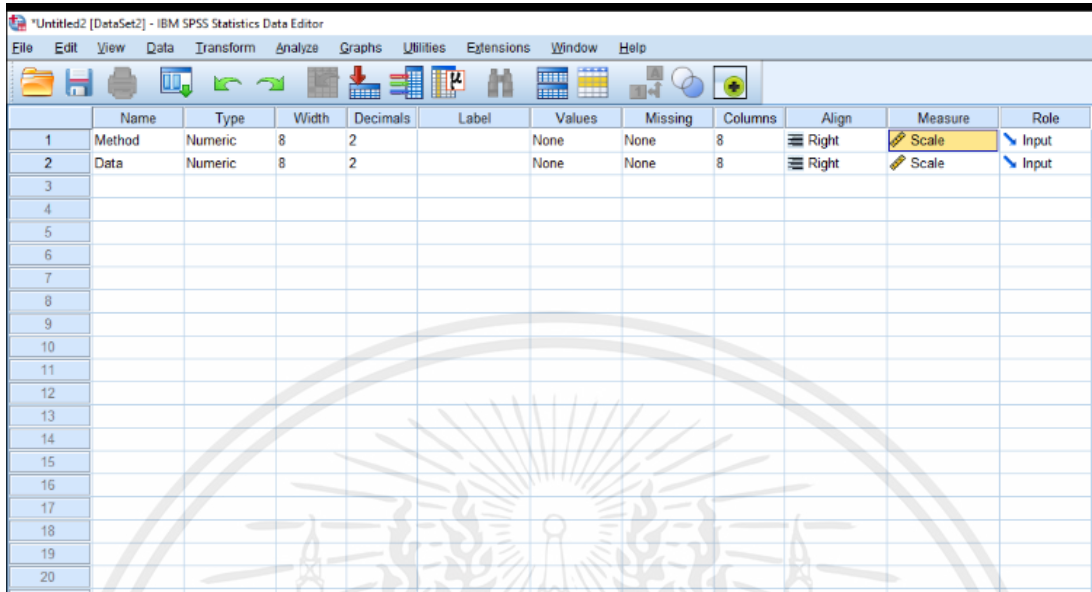


รูปที่ 3.22 ตัวอย่างการวัดความสูงของชิ้นงานทดสอบ

### 3.6 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

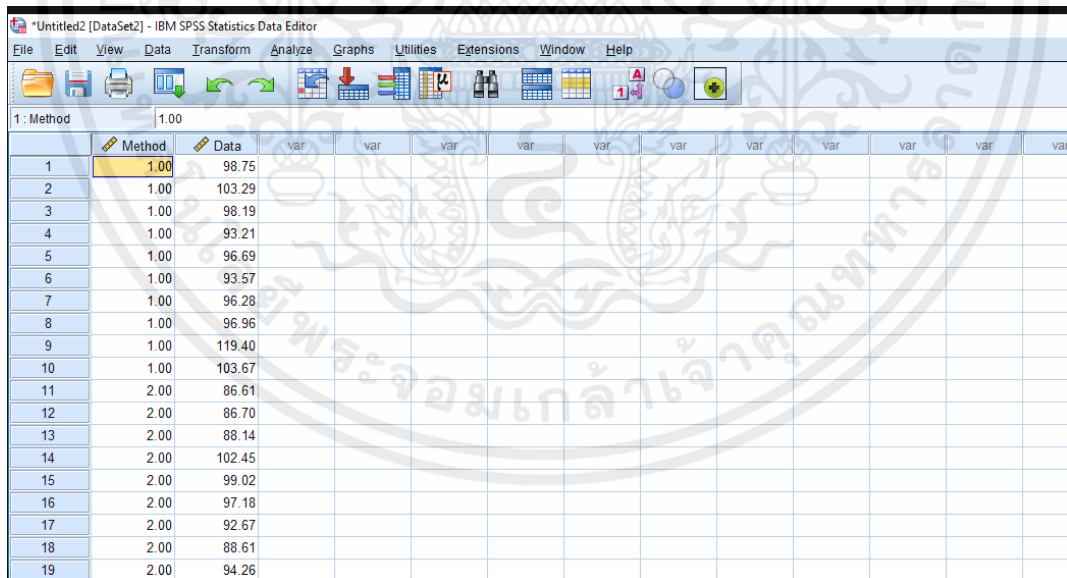
การวิเคราะห์ข้อมูลจะใช้เทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ  $\alpha = 0.05$  ด้วยโปรแกรม Statistical package for social science (SPSS) เพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลในโปรแกรม SPSS มีดังนี้

1. เปิดโปรแกรม SPSS ไปที่ Variable view เพื่อสร้างตัวแปร Method เพื่อเก็บข้อมูล และ ตัวแปร Data



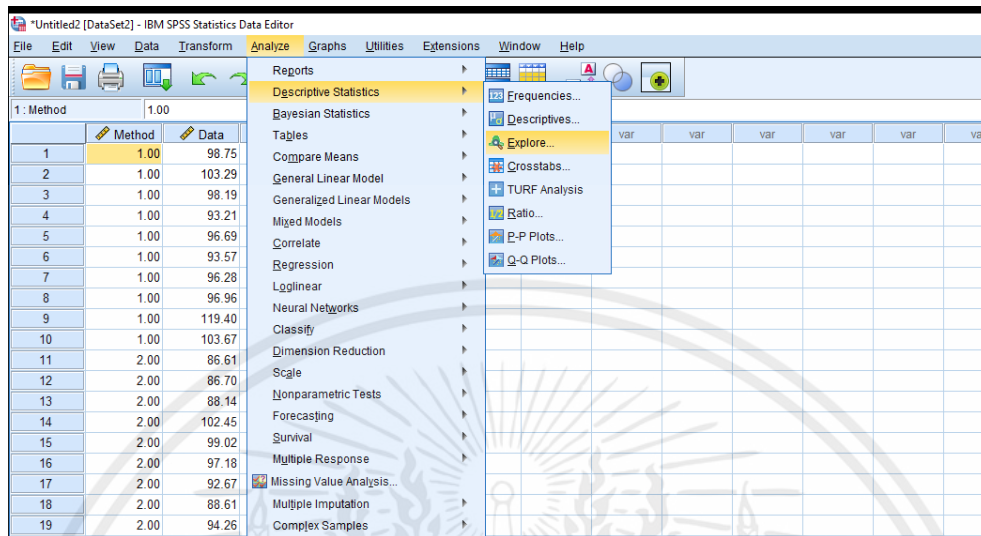
รูปที่ 3.23 การสร้างตัวแปรในโปรแกรม SPSS

2. นำ Data ที่ได้ไปจัดเรียงใน Data view โดยที่ช่อง Method จะเรียงข้อมูล



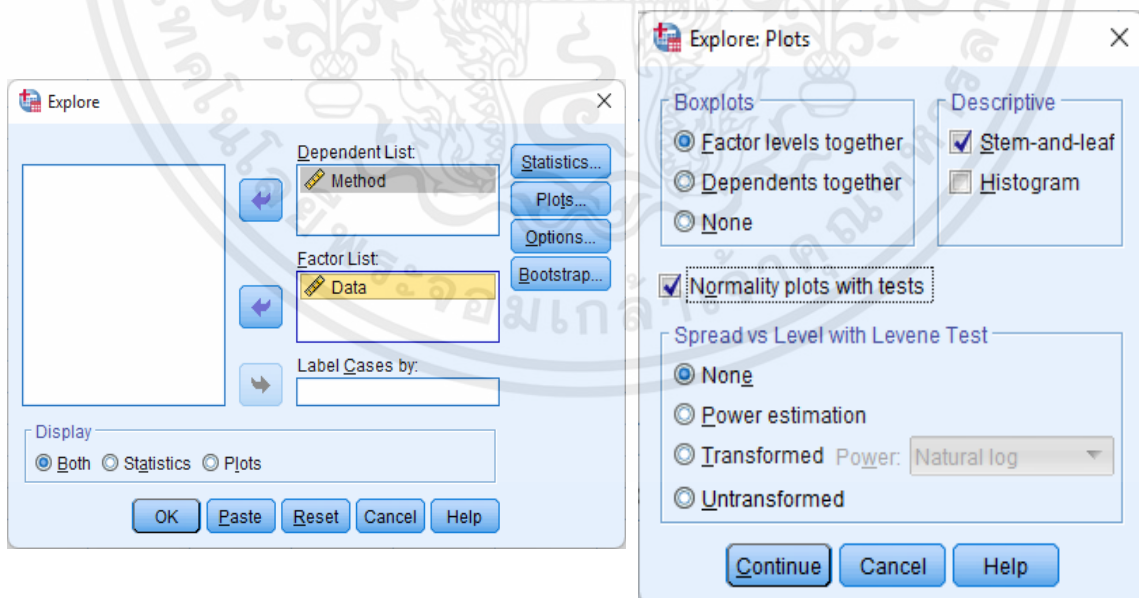
รูปที่ 3.24 การใส่ข้อมูลในโปรแกรม SPSS

3. ทำการวิเคราะห์ลักษณะการแจกแจงข้อมูล โดยเลือกที่เมนู Analyze เลือกฟังก์ชัน Descriptive statistics การนั้นคลิกที่ Explore เพื่อเข้าสู่หน้าคำสั่งเพื่อตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล ดังรูปที่ 3.25



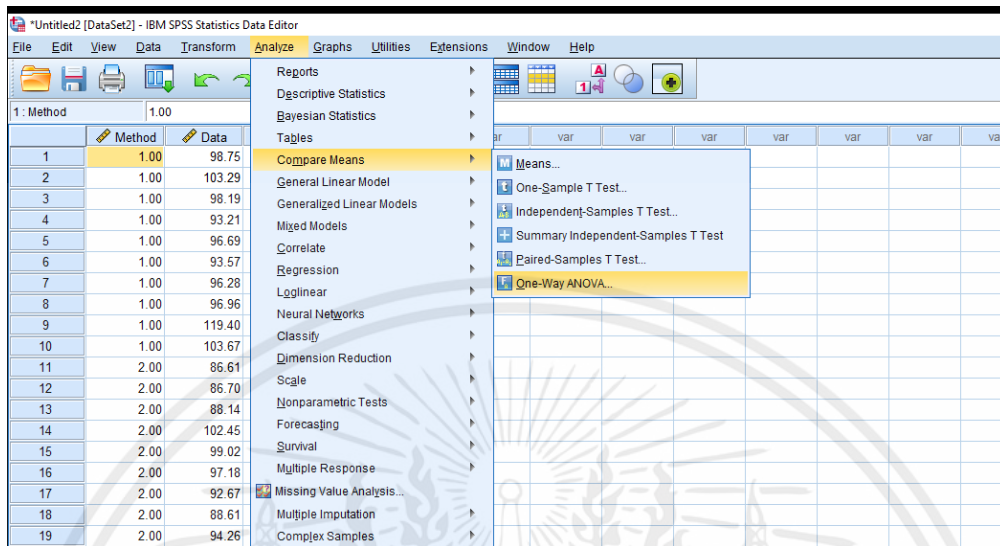
รูปที่ 3.25 การเลือกคำสั่งตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล

4. เลือกตัวแปร Data เป็น Dependent list และตัวแปร Method เป็น Factor list จากนั้นคลิกที่ Plots เลือก Normality plots with tests กด Continue และ กด OK เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการแจกแจงของข้อมูล ดังรูปที่ 3.26



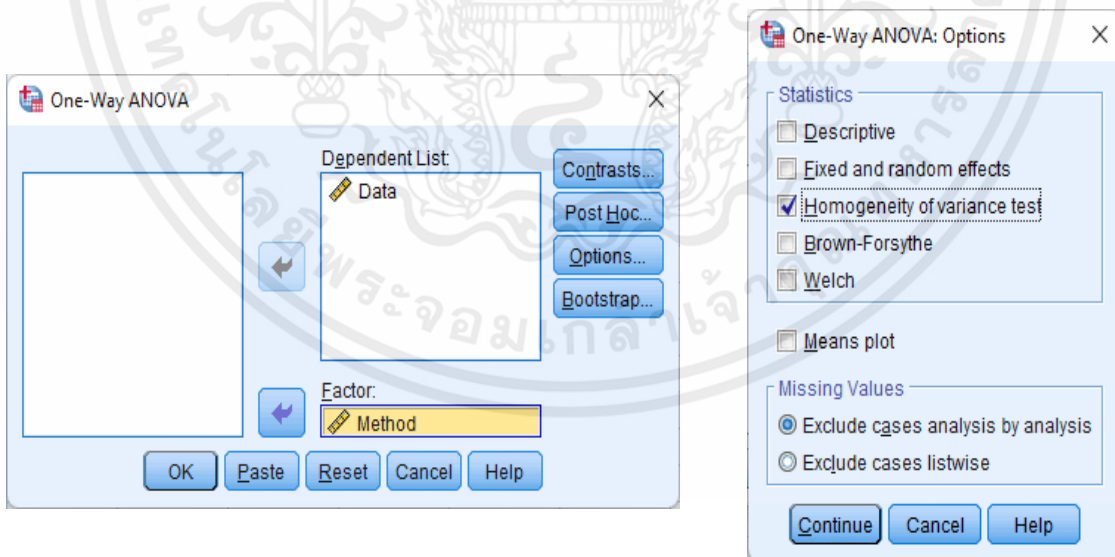
รูปที่ 3.26 การเลือกตัวแปรและคำสั่งวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล

5. ทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล โดยไปที่เมนู Analyze เลือก Compare means และคลิกที่ One-way ANOVA ดังรูปที่ 3.27



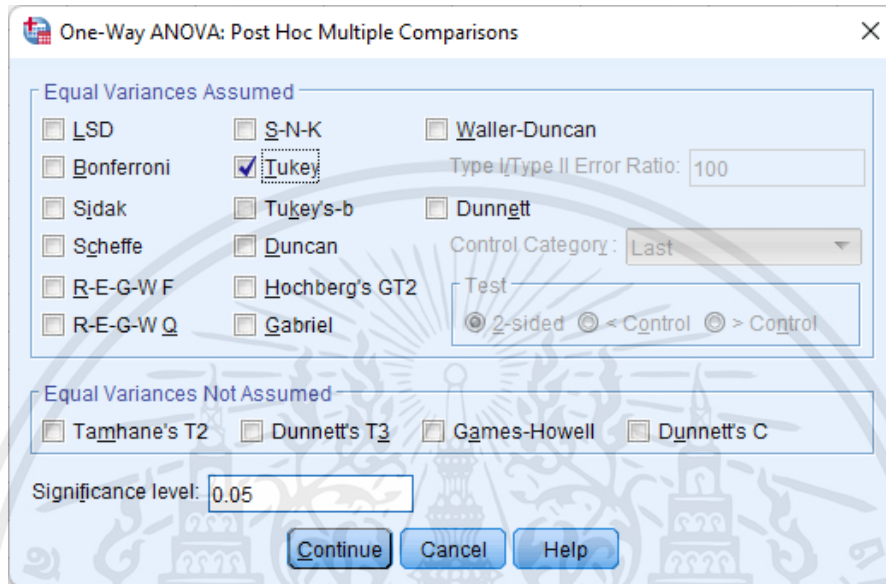
รูปที่ 3.27 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล

6. เลือกตัวแปร Data เป็น Dependent list และตัวแปร Method เป็น Factor list จากนั้นเลือก Options และคลิก Homogeneity of variance test เพื่อวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล ดังรูปที่ 3.28



รูปที่ 3.28 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล

7. วิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) โดยคลิกเมนู Analyze เลือก Compare means และคลิกที่ One-Way ANOVA จากนั้นกำหนดวิธีการเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple comparisons) โดยคลิก Post และเลือกวิธีวิเคราะห์แบบ Tukey ที่ระดับนัยสำคัญ  $\alpha = 0.05$  จากนั้นคลิก Continue และคลิก OK ดังรูปที่ 3.29



รูปที่ 3.29 การเลือกวิธีการเปรียบเทียบในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว

**Post Hoc Tests**

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Data

Tukey HSD

I Method	J Method	Mean Difference (Df)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1.00	3.00	6.43764	3.68397	.315	-3.4841	16.3594
3.00	4.00	-29.79514	3.68397	.000	-39.7109	-19.8734
2.00	1.00	-6.43764	3.68397	.315	-16.3594	3.4841
3.00	4.00	-6.15267	3.68397	.354	-16.0744	3.7691
4.00	1.00	-36.23276	3.68397	.000	-46.1546	-26.3110
3.00	1.00	-28497	3.68397	1.000	-10.2067	9.6368
2.00	4.00	6.15267	3.68397	.354	-3.7691	16.0744
4.00	3.00	-36.08011	3.68397	.000	-46.0019	-26.1583
1.00	2.00	29.79514	3.68397	.000	19.8734	39.7159
2.00	3.00	36.22276	3.68397	.000	26.3110	46.1546
3.00	4.00	30.08011	3.68397	.000	20.1583	40.0019

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

**Homogeneous Subsets**

Data

Tukey HSD<sup>a</sup>

Subset for alpha = 0.05

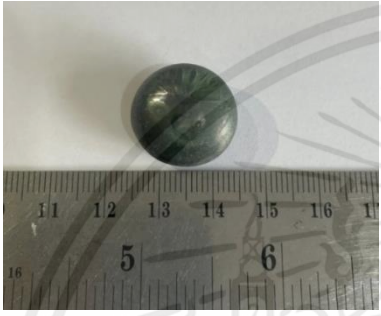


Method	N	1	2
2.00	10	93.5624	

รูปที่ 3.30 ตัวอย่างผลจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว





### 3.7 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

สำหรับอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือของปริมาณที่พบในขณะนี้ แสดงดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	โลหะผสมโคบอลโครเมียมโมลิบดีนัม ASTM F75
	โลหะผสมโคบอลโครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก
	โลหะผสมโคบอลโครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก

ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)




ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เตาหลอม (Electric arc furnace)</p>
	<p>เตาสัญญากาศ (Vacuum furnace)</p>
	<p>กระดาษทรายเบอร์ 240 800 1200 และ 2500</p>
	<p>เครื่องขัดชิ้นงาน ยี่ห้อ Struers รุ่น Labopol-1</p>

ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

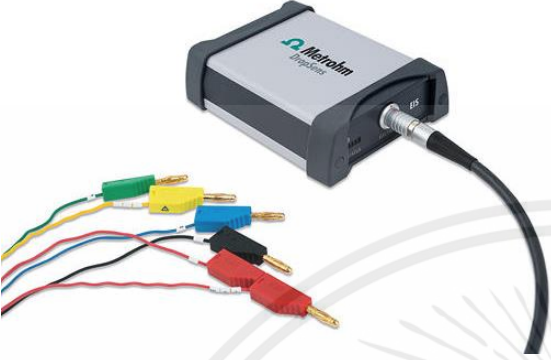



ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>ผงอลูมินา (Aluminum oxide) ขนาด 0.1 และ 0.3 ไมครอน</p>
	<p>เครื่องขัดชิ้นงานละเอียด ยี่ห้อ METKON รุ่น DIGISET -2V</p>
	<p>เครื่องไมโครเพลตรีดเดอร์ (Microplate reader)</p>
	<p>กล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง Optical microscope (OM) รุ่น Olympus BX53M</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เครื่อง X-Ray diffractometer ยี่ห้อ Rigaku รุ่น MiniFlex</p>
	<p>กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (FE-SEM) รุ่น Apreo S-Thermo Fisher scientific</p>
	<p>เครื่อง Micro vickers hardness ยี่ห้อ MITUTOVO รุ่น HM Series</p>





ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เครื่องโพเทนทิโอสแตติก ยี่ห้อ Metrohm dropSens รุ่น <math>\mu</math>Stat-i 400</p>
	<p>เครื่องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ (3D Measuring laser microscope) ยี่ห้อ OLYMPUS รุ่น LEXT OLS5000</p>
	<p>ฟอร์เซป</p>
	<p>บีกเกอร์ ขนาด 150 มิลลิลิตร</p>

ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>ไซริงค์ (String) ขนาด 5 มิลลิลิตร</p>
	<p>ไมโครมิเตอร์ดิจิตอล (Micrometer digital)</p>
	<p>เครื่องชั่งดิจิตอล ยี่ห้อ SARTORIUS รุ่น BSA2245-CW</p>

ตารางที่ 3.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เครื่องกวนสารด้วยแท่งแม่เหล็กและแท่งแม่เหล็ก (Magnetic stirring bars) ยี่ห้อ FOUR E'S Scientific รุ่น MI102003</p>
	<p>ขวดแก้วใสสำหรับบรรจุสารเคมี</p>
	<p>เครื่องวัดค่า pH</p>
	<p>ตู้คุมอุณหภูมิ</p>

## บทที่ 4

### ผลการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการดำเนินงานของการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจอร์ ซึ่งขั้นตอนของการดำเนินงานมีดังหัวข้อต่อไปนี้

1. ผลการวิเคราะห์ส่วนผสมทางเคมีด้วยเทคนิค SEM-EDX
2. ผลการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity test
3. ผลการวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคและสมบัติทางกลของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อน
4. ผลการวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อน
5. ผลการวิเคราะห์พื้นผิวหลังการทดสอบการกัดกร่อน

#### 4.1 การวิเคราะห์ส่วนผสมทางเคมีด้วยเทคนิค SEM-EDX

เป็นการตรวจสอบส่วนผสมทางเคมีของชิ้นงานหลังจากผ่านกระบวนการเตรียมชิ้นงานโดยการยิงรังสี EDX ที่ชิ้นงาน 3 ครั้ง เพื่อเก็บค่าและนำมาเฉลี่ยหาส่วนผสมทางเคมีของชิ้นงาน โดยค่าเฉลี่ยที่ได้แสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงส่วนประกอบของส่วนผสมทางเคมีของชิ้นงาน

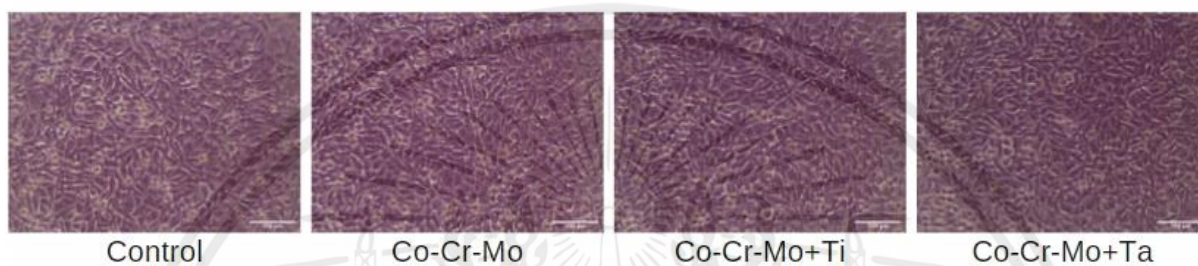
องค์ประกอบของโลหะผสม (wt%)	Co	Cr	Mo	Mn	Si	Ti	Ta
Co-Cr-Mo	67.900	26.500	5.900	0.800	0.500	-	-
Co-Cr-Mo+Ti	66.500	27.333	4.467	0.300	0.567	0.833	-
Co-Cr-Mo+Ta	66.867	26.767	4.733	0.333	0.467	-	0.833

## 4.2 ผลการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT cytotoxicity test

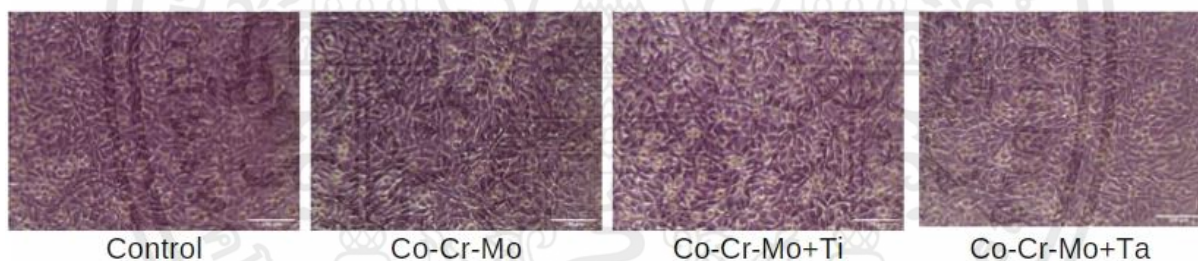
ผลการวิเคราะห์ที่ได้จากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT cytotoxicity test ทั้งในเชิงคุณภาพและเชิงปริมาณได้ผล ดังนี้

### 4.2.1 การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ

ข้อมูลเชิงคุณภาพที่ได้จากการทดลองความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT cytotoxicity test ในเชิงคุณภาพจะเป็นภาพเซลล์ L929 ก่อนและหลังการทดลองที่แสดงในรูปที่ 4.1 และรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.1 เซลล์ L929 ที่เลี้ยงด้วยอาหารเซลล์ปกติ



รูปที่ 4.2 เซลล์ L929 ที่เลี้ยงด้วยอาหารเซลล์ที่ผ่านการแชร์ร่วมกับชิ้นงานทดสอบ

จากภาพก่อนและหลังการทดลองจะแสดงให้เห็นว่าปริมาณเซลล์ที่ถูกเลี้ยงในอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติ และ ปริมาณเซลล์ที่ถูกเลี้ยงในอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแชร์ร่วมกับชิ้นงานทดสอบ ปริมาณเซลล์ที่พบในภาพไม่ได้มีปริมาณเซลล์ลดลง ซึ่งสามารถ สันนิษฐานได้ว่าเซลล์ยังคงมีชีวิตอยู่และยังคงเจริญเติบโตได้ดีในอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแชร์ร่วมกับชิ้นงาน

#### 4.2.2 การวิเคราะห์เชิงปริมาณ

ข้อมูลเชิงปริมาณที่ได้จากการทดลองความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT cytotoxicity test นั้นเป็นการนำเซลล์ที่ได้จากการทดสอบไปตรวจสอบค่าความดูดกลืนแสง เพื่อวัดปริมาณการมีชีวิตอยู่ของเซลล์ ซึ่งจะแสดงค่าที่วัดได้ในตารางที่ 4.2

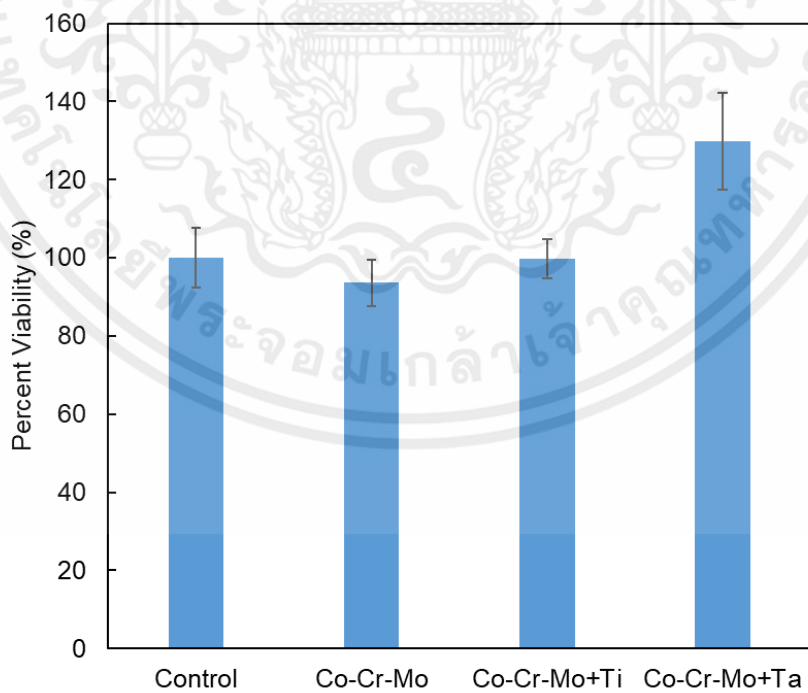
ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงค่าการดูดกลืนแสง

ค่าการดูดกลืนแสง			
Control	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo+Ti	Co-Cr-Mo+Ta
0.4401	0.3860	0.4466	0.5620
0.4603	0.3864	0.4768	0.5695
0.4376	0.3928	0.4470	0.5174
0.4154	0.4566	0.4611	0.6460
0.4309	0.4413	0.4398	0.5840
0.4170	0.4331	0.4678	0.6150
0.4291	0.4130	0.4200	0.5086
0.4321	0.3949	0.4156	0.5066
0.5321	0.4201	0.4581	0.6459
0.4620	0.4455	0.4111	0.6294
ค่าเฉลี่ย	0.4457		

จากตารางที่ 4.2 จะทำให้เราสามารถทราบค่าการดูดกลืนแสงที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องไมโครเพลทรีดเดอร์ (Microplate Reader) ที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตร ซึ่งเราจะนำค่าดูดกลืนแสงที่วัดได้ไปคำนวณหาเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์โดยอ้างอิงจากเซลล์ควบคุม (Control) ตามสมการที่ 3 โดยเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์จะแสดงดังตารางที่ 4.3 และ รูปที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์อ้างอิงกับเซลล์ควบคุม

ค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ (%)				
	Control	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo+Ti	Co-Cr-Mo+Ta
	98.75241133	86.61311454	100.2109225	126.1051074
	103.2850182	86.70286907	106.98739	127.7880084
	98.19144636	88.13894143	100.3006786	116.0974764
	93.21007296	102.4547878	103.4645236	144.9535606
	96.68806074	99.02167733	98.68509791	131.0416175
	93.56907947	97.18170961	104.9679125	137.997604
	96.28416725	92.67154484	94.24224738	114.1228764
	96.95732218	88.61015268	93.25494964	113.6741082
	119.3959529	94.26468762	102.791368	144.9311156
	103.6664686	99.96409982	92.24521222	141.2399609
ค่าเฉลี่ย	100.00	93.56235847	99.71503024	129.7951435
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	7.650408559	5.9022656	5.089579462	12.335459



รูปที่ 4.3 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์

จากตารางที่ 4.3 สามารถสรุปออกมาเป็นแผนภูมิแท่งได้ดังรูปที่ 4.3 เราจะสามารถเห็นได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม มีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่เซลล์เท่ากับ 93.562% โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม มีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่เซลล์เท่ากับ 99.715% และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่เซลล์เท่ากับ 129.795% เมื่อนำเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ของชิ้นงานทดสอบทั้ง 3 ชนิดไปเทียบกับเซลล์ควบคุมแล้ว ถึงแม้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมและโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม จะมีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ต่ำกว่าเซลล์ควบคุมแต่ค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ของชิ้นงานทดสอบทั้ง 2 ชนิดนี้ก็ยังคงมากกว่า 70% ซึ่งถือว่าผ่านตามมาตรฐาน ISO 10993-5 กำหนดไว้ ส่วนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีแนวโน้มที่ส่งผลดีต่อเซลล์เพราะทำให้ค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์นั้นสูงกว่าเซลล์ควบคุม จากข้อมูลจึงสามารถสรุปว่าชิ้นงานทดสอบทั้ง 3 ชนิด ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ และผ่านเกณฑ์ที่มาตรฐาน ISO 10993-5 ได้ระบุไว้

เพื่อความน่าเชื่อถือของข้อมูลจึงนำข้อมูลที่ได้จากการทดสอบไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมทางสถิติ SPSS โดยเลือกใช้เทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) เพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมดว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ โดยเราจะแสดงผลการวิเคราะห์ในตารางที่ 4.4

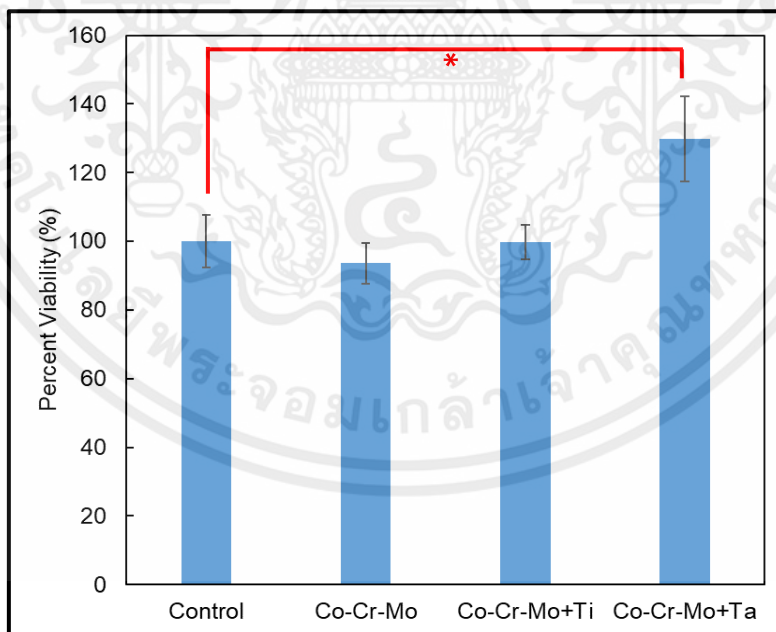
	VAR00001	VAR00002	var	var	var	var	var	var	var	var	var	var
1	1.00	98.75										
2	1.00	103.29										
3	1.00	98.19										
4	1.00	93.21										
5	1.00	96.69										
6	1.00	93.57										
7	1.00	96.28										
8	1.00	96.96										
9	1.00	119.40										
10	1.00	103.67										
11	2.00	86.61										
12	2.00	86.70										
13	2.00	88.14										
14	2.00	102.45										
15	2.00	99.02										
16	2.00	97.18										
17	2.00	92.67										
18	2.00	88.61										
19	2.00	94.26										
20	2.00	99.96										

รูปที่ 4.4 Software SPSS และ ลักษณะข้อมูลที่ใช้วิเคราะห์

ตารางที่ 4.4 ตารางแสดงข้อมูลที่วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม

Multiple Comparisons						
Dependent Variable: VAR00002						
Tukey HSD						
(I) VAR00001	(J) VAR00001	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Control	Co-Cr-Mo	6.43764	3.68397	.315	-3.4841	16.3594
	Co-Cr-Mo+Ti	.28497	3.68397	1.000	-9.6368	10.2067
	Co-Cr-Mo+Ta	-29.79514*	3.68397	.000	-39.7169	-19.8734
Co-Cr-Mo	Control	-6.43764	3.68397	.315	-16.3594	3.4841
	Co-Cr-Mo+Ti	-6.15267	3.68397	.354	-16.0744	3.7691
	Co-Cr-Mo+Ta	-36.23279*	3.68397	.000	-46.1546	-26.3110
Co-Cr-Mo+Ti	Control	-.28497	3.68397	1.000	-10.2067	9.6368
	Co-Cr-Mo	6.15267	3.68397	.354	-3.7691	16.0744
	Co-Cr-Mo+Ta	-30.08011*	3.68397	.000	-40.0019	-20.1583
Co-Cr-Mo+Ta	Control	29.79514*	3.68397	.000	19.8734	39.7169
	Co-Cr-Mo	36.23279*	3.68397	.000	26.3110	46.1546
	Co-Cr-Mo+Ti	30.08011*	3.68397	.000	20.1583	40.0019

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



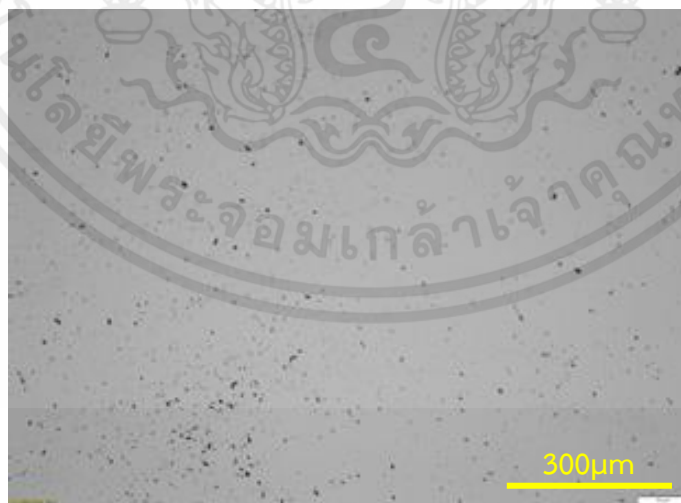
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์

จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยโปรแกรมทางสถิติ SPSS ด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) พบว่าเมื่อเทียบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมกับเซลล์อ้างอิงแล้วค่า P-value ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมเท่ากับ 0.315 และ 1.000 ตามลำดับ ซึ่งหมายความว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเนื่องจาก ค่า P-value มากกว่า 0.05 ส่วน โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีค่า P-value เท่ากับ 0.000 หมายความว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากค่า P-value น้อยกว่า 0.05 แต่ถือว่าเป็นความแตกต่างที่ดีเพราะอาจสันนิษฐานได้ว่าเซลล์สามารถเจริญเติบโตได้ดีในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

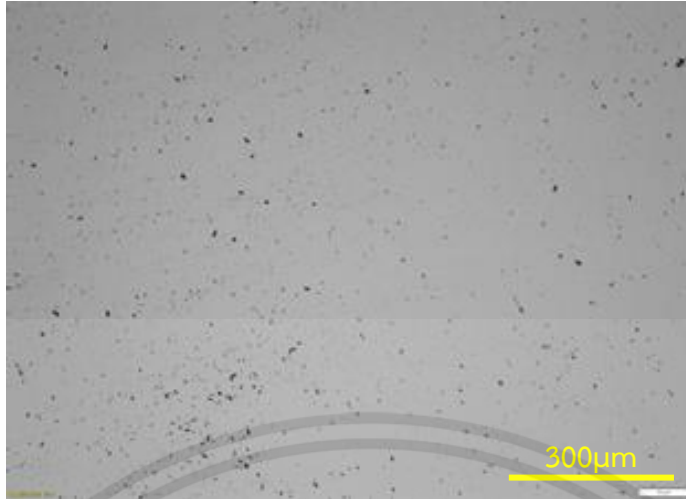
#### 4.3 การวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคและสมบัติทางกลของวัสดุก่อนการทดสอบการกัดกร่อน

##### 4.3.1 การวิเคราะห์โครงสร้างทางจุลภาคของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope, OM)

จากการนำชิ้นงานทดสอบไปตรวจสอบโครงสร้างพื้นผิวก่อนการทำการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสง (Optical microscope) จากรูปที่ได้จะเห็นได้ว่าชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม พบว่าพื้นผิวก่อนข้างเรียบสามารถมองเห็นเด่นชัดได้ ชัดเจนและมีเกรนขนาดใหญ่แต่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมจะเห็นได้ว่าพบรอยสีดำ (Defect) กระจายตัวอยู่รอบๆ ชิ้นงาน แสดงดังรูปที่ 4.6 – 4.8



รูปที่ 4.6 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน



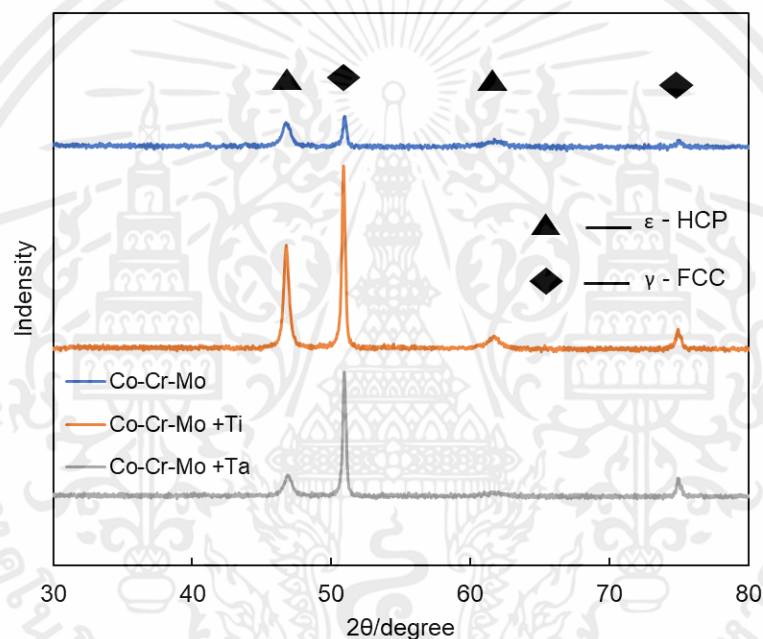
รูปที่ 4.7 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน



รูปที่ 4.8 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมก่อนการทดสอบการกัดกร่อน

#### 4.3.2 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ XRD

จากการวิเคราะห์โครงสร้างของพื้นผิววัสดุก่อนทดสอบการกัดกร่อน พบว่าพีคของชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีพีคอยู่ที่ตำแหน่งเดียวกัน โดยที่แสดงเฟส  $\epsilon$  - Co หรือ HCP พบที่จุด  $2\theta = 50.859$  และ  $74.941$  ซึ่งเฟสนี้เป็นเฟสของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม และนอกจากนี้ยังตรวจพบโครงสร้างทางจุลภาคของโลหะผสมแสดงเฟส  $\gamma$  - Co หรือ FCC พบที่จุด  $2\theta = 46.702$  และ  $61.58$  ซึ่งแสดงอยู่ในรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 ผลการวิเคราะห์ XRD ก่อนทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

#### 4.3.3 การวิเคราะห์สมบัติทางกลด้วยเทคนิคการทดสอบความแข็ง (Hardness test)

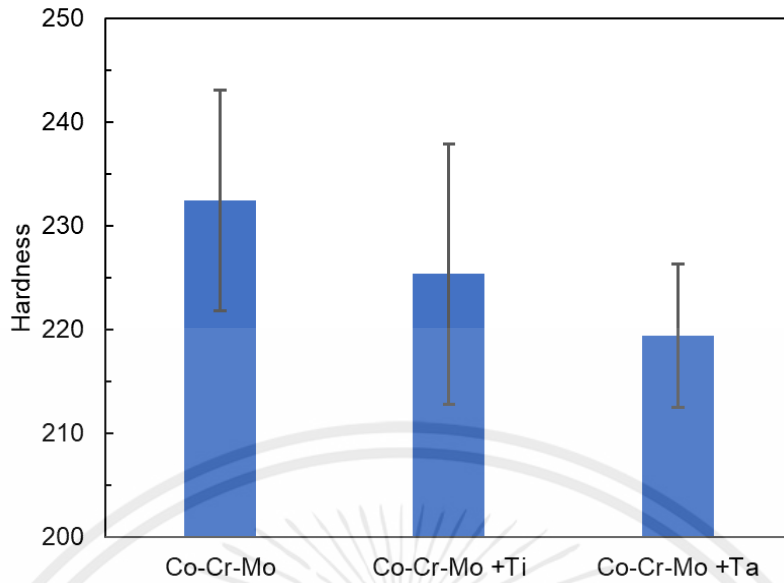
จากข้อมูลที่ได้ในตารางที่ 4.5 ทำให้ทราบว่าค่าความแข็งของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เท่ากับ 232.42 และเมื่อเติมธาตุไทเทเนียมและแทนทาลัมเข้าไป ทำให้ค่าความแข็งลดลงเหลือ 225.24 และ 219.4 ตามลำดับ จากข้อมูลเบื้องต้นทำให้สรุปได้ว่า การเติมธาตุไทเทเนียมและแทนทาลัมเข้าไป 1% โดยน้ำหนัก ทำให้ค่าความแข็งลดลง แต่เมื่อเราคำนวณหา ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน จะเห็นได้ว่ายังความใกล้เคียงกัน และเมื่อวิเคราะห์ข้อมูลต่อด้วยโปรแกรมทางสถิติทำให้สามารถสรุปได้ว่าค่าความแข็งของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมไม่มีความแตกต่างกันดังรูปที่ 4.10

ตารางที่ 4.5 ตารางแสดงค่าความแข็งของชิ้นงานทดสอบ

	ค่าความแข็ง (HV1)		
	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo+Ti	Co-Cr-Mo+Ta
จุดที่ 1	241.6	206.7	212.7
จุดที่ 2	218.3	237.6	228.7
จุดที่ 3	233.6	232.9	222.4
จุดที่ 4	243.3	218.6	212.4
จุดที่ 5	225.3	230.9	220.8
ค่าความแข็งเฉลี่ย	232.42	225.34	219.4
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	10.65	12.56	6.92

Multiple Comparisons						
Dependent Variable: VAR00002						
Tukey HSD						
(I) VAR00001	(J) VAR00001	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1.00	2.00	7.08000	6.52355	.541	-10.3239	24.4839
	3.00	13.02000	6.52355	.156	-4.3839	30.4239
2.00	1.00	-7.08000	6.52355	.541	-24.4839	10.3239
	3.00	5.94000	6.52355	.644	-11.4639	23.3439
3.00	1.00	-13.02000	6.52355	.156	-30.4239	4.3839
	2.00	-5.94000	6.52355	.644	-23.3439	11.4639

รูปที่ 4.10 ตารางแสดงข้อมูลการวิเคราะห์ค่าความแข็งด้วยโปรแกรม

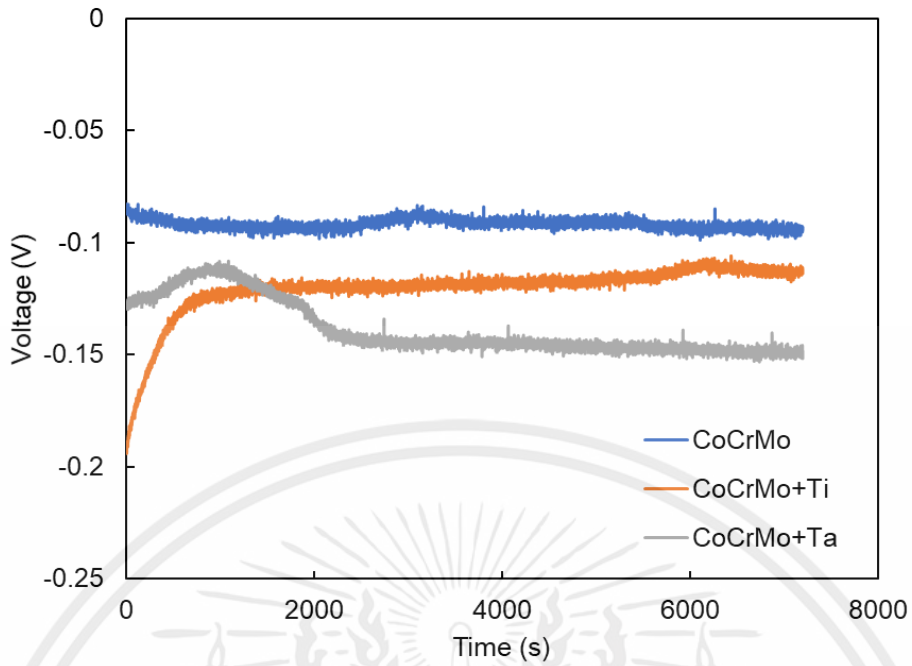


รูปที่ 4.11 ผลการวิเคราะห์ค่าความแข็ง

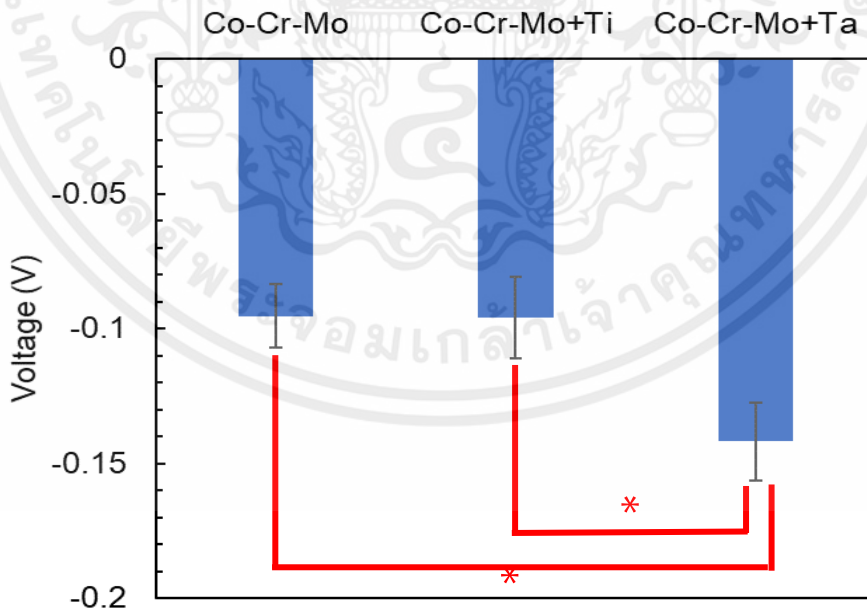
#### 4.4 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อน

##### 4.4.1 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อนด้วยเทคนิค Open circuit potential

หลังจากที่ได้นำชิ้นงานทดสอบทำการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธี Open circuit potential (OCP) เป็นเวลา 2 ชั่วโมงโดยที่ 1 ชิ้นงานทดสอบได้ทำการทดสอบซ้ำ 3 ครั้ง ทำให้เราได้ข้อมูลเป็นกราฟที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับเวลาของของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม ซึ่งเมื่อเรานำกราฟของชิ้นงานทดสอบทั้ง 3 ชนิดมาซ้อนทับกันจะได้ว่าตั้งแต่ประมาณวินาทีที่ 1,000 เป็นต้นไป ค่า OCP ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม ค่อนข้างมีความเสถียร ดังแสดงในรูปที่ 4.12 หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปพล็อตเป็นแผนภูมิแท่งดังรูปที่ 4.13 ซึ่งจะเห็นได้ว่าค่า OCP ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเท่ากับ -0.09536 ค่า OCP ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมเท่ากับ -0.0958 ค่า OCP ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมเท่ากับ -0.14187



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความต่างศักย์กับเวลาของชิ้นงานทดสอบ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม



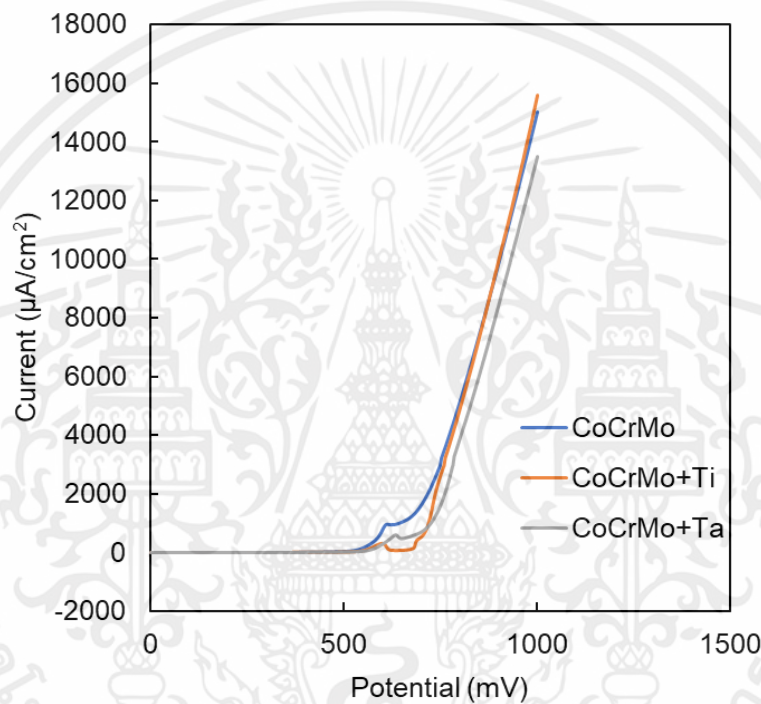
รูปที่ 4.13 แผนภูมิแท่งแสดงค่า OCP ของชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสม

โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

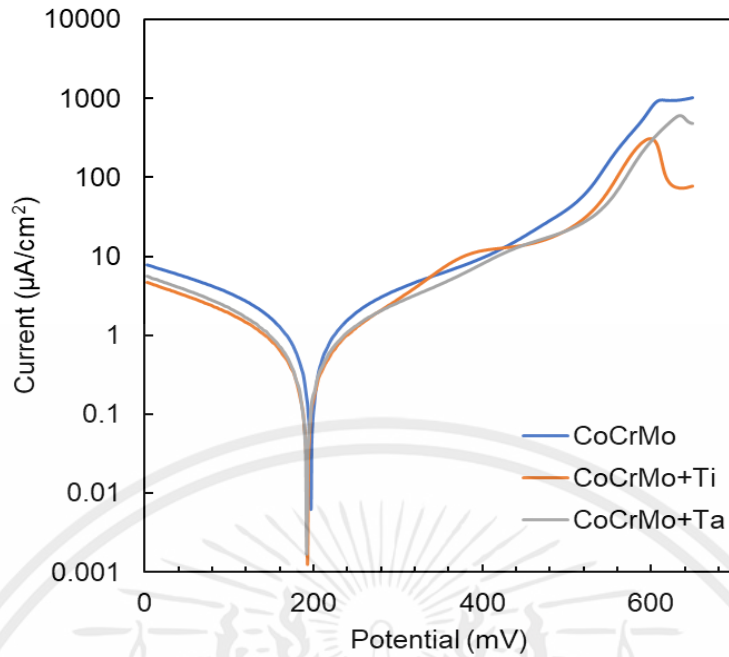
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.4.2 การวิเคราะห์ความต้านทานการกัดกร่อนด้วยเทคนิค Potentiodynamic polarization

จะได้ข้อมูลเป็นกราฟเส้นโค้งโพลาริเซชันของชิ้นงานโดยเราได้นำกราฟของชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มาซ้อนทับกันได้ดังแสดงในรูปที่ 4.14 จากนั้นนำค่าจากกราฟไปพล็อตด้วยลอการิทึมสเกลจะทำให้ได้กราฟทาเฟล (Tafel curve) ดังแสดงในรูปที่ 4.15 ซึ่งจะทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงในช่วงคาโทดิกและแอโนดิกได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 4.14 กราฟเส้นโค้งโพลาริเซชันของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

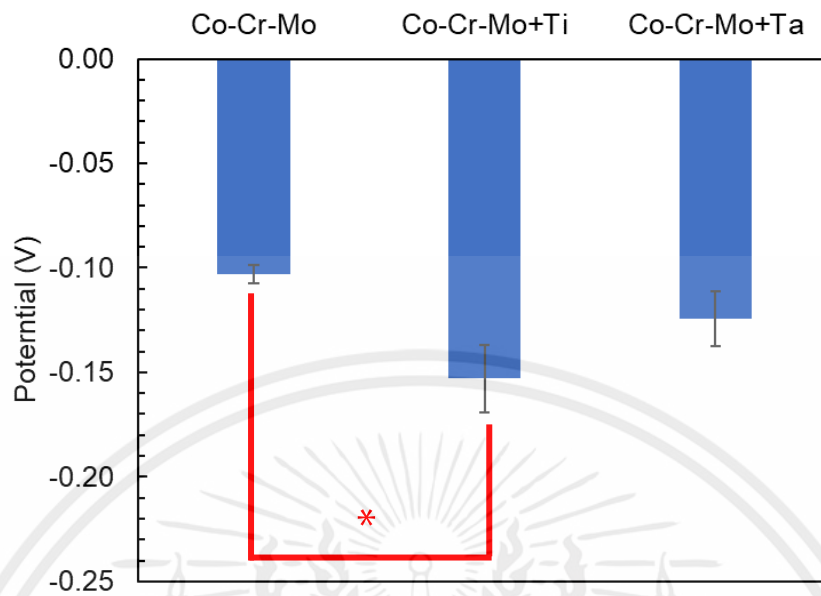


รูปที่ 4.15 กราฟทาเฟล (Tafel curve) ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

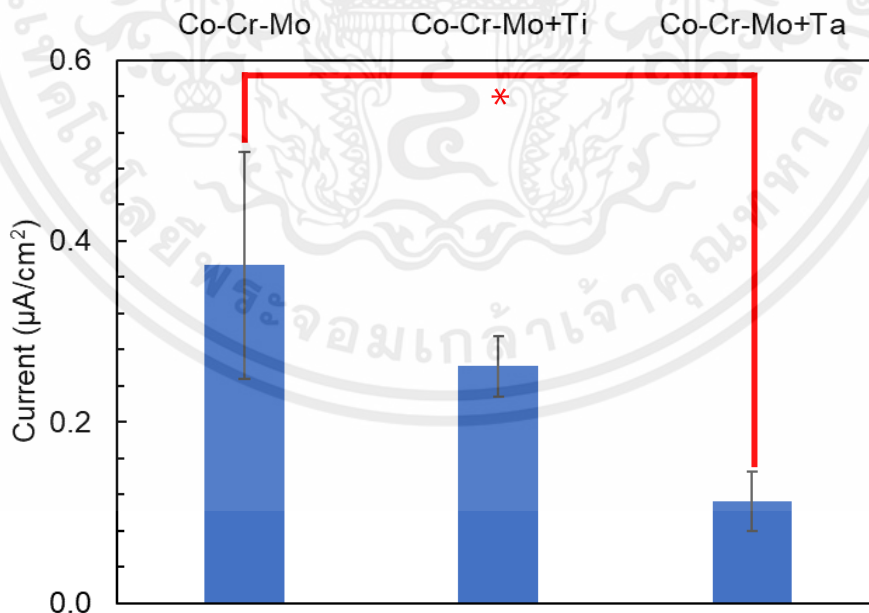
หลังจากได้กราฟทาเฟล (Tafel curve) แล้วจะทำการเลือกจุด 4 จุด เพื่อตัดสโลปหาค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  โดยจะทำการเลือกจุดให้ได้ค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  ให้ได้ใกล้เคียงกับค่าที่โปรแกรมคำนวณให้มากที่สุดดังที่แสดงในรูปที่ 4.14 และค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  ของชิ้นงานทดสอบทั้ง 3 ชนิดจะแสดงอยู่ในตารางที่ 4.6 หลังจากนั้นจะนำค่าที่ได้ไปพล็อต เป็นแผนภูมิแท่งแสดงดังในรูปที่ 4.16 และ 4.17 และจากการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมทางสถิติพบว่าค่า  $E_{corr}$  ของ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เมื่อเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และ  $I_{corr}$  ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเมื่อเทียบกับของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

ตารางที่ 4.6 ตารางแสดงค่า  $E_{corr}$  และ  $I_{corr}$  ของชิ้นงานทดสอบ

	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo+Ti	Co-Cr-Mo+Ta
OCP	-0.09241	-0.09580	-0.14187
$E_{corr}$	-0.10300	-0.15300	-0.12433
$I_{corr}$	0.37309	0.26164	0.11228



รูปที่ 4.16 แผนภูมิแท่งแสดงค่า  $E_{corr}$  ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

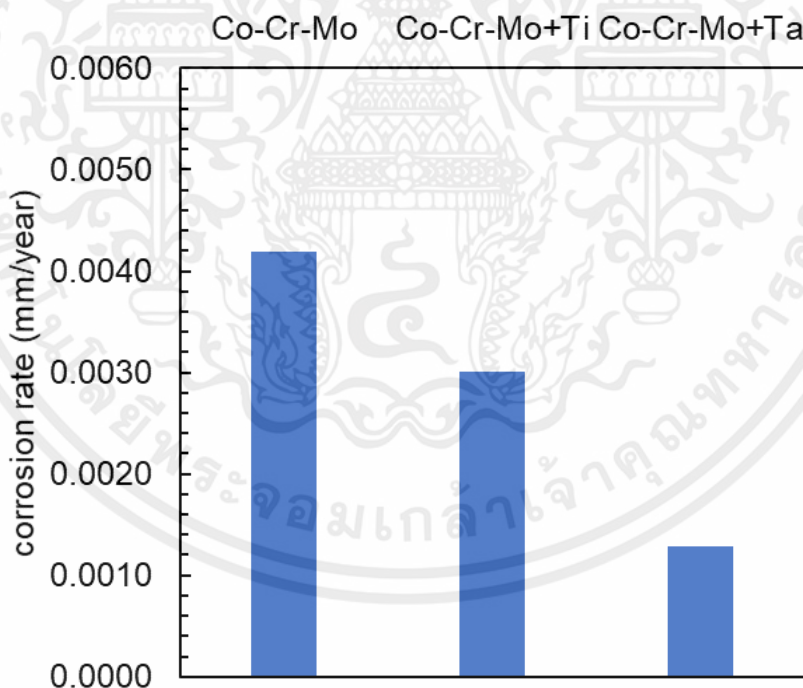


รูปที่ 4.17 แผนภูมิแท่งแสดงค่า  $I_{corr}$  ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

เมื่อทราบค่าทุกอย่างที่ต้องการทราบเรียบร้อยแล้วจะนำค่าที่ได้มาคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน โดยการคำนวณหาอัตราการกัดกร่อนจะเป็นไปดังสมการที่ 1 อัตราการกัดกร่อนของชิ้นงานทดสอบโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม จะถูกแสดงไว้ในตารางที่ 4.7 จากนั้นจะนำค่าที่ได้ไปพล็อตเป็นกราฟ แผนภูมิ แท่งเพื่อนำชิ้นงานทดสอบมาเปรียบเทียบกันซึ่งจะแสดงในรูปที่ 4.18

ตารางที่ 4.7 ตารางแสดงอัตราการกัดกร่อนของชิ้นงานทดสอบ

	$I_{corr}$	EW	Density	CR
Co-Cr-Mo	0.37309	29.5913	8.61	0.004196
Co-Cr-Mo+Ti	0.26164	29.5225	8.40	0.003009
Co-Cr-Mo+Ta	0.11228	29.7927	8.52	0.001285



รูปที่ 4.18 อัตราการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

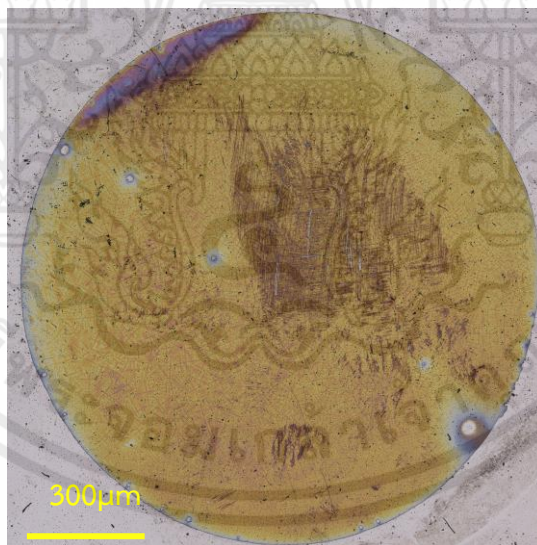
จากกราฟแผนภูมิแท่งที่ได้จะพบว่าอัตราการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเท่ากับ 0.004196 โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมเท่ากับ 0.003009 และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมเท่ากับ 0.001285 ทำให้เห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม นั้นมีอัตราการกัดกร่อนต่ำกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

#### 4.5 การวิเคราะห์พื้นผิวหลังการทดสอบการกัดกร่อน

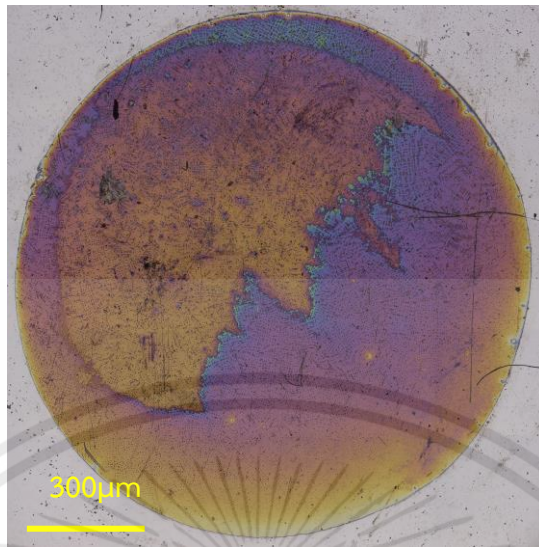
##### 4.5.1 การวิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบแสง

(Optical microscope, OM)

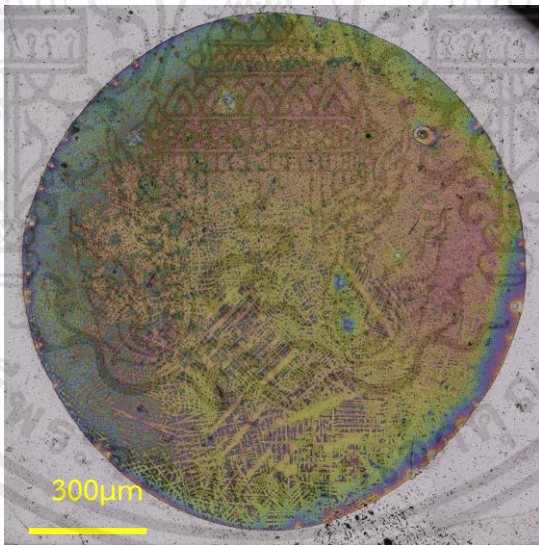
หลังจากที่ชิ้นงานทดสอบผ่านการทดสอบการกัดกร่อนทั้ง 2 วิธี เมื่อนำชิ้นงานทดสอบมาตรวจสอบพื้นผิวของชิ้นงานทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง พบว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีสีที่พื้นผิวชิ้นงานเปลี่ยนไปจากเดิมและแต่ละชิ้นงานก็มีสีที่แตกต่างกัน ทำให้สันนิษฐานได้เบื้องต้นว่าอาจจะมียุทที่แตกต่างกันเพราะว่าเกิดฟิล์มที่แตกต่างกัน แสดงดังรูปที่ 4.19 – 4.21



รูปที่ 4.19 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมหลังการทดสอบการกัดกร่อน



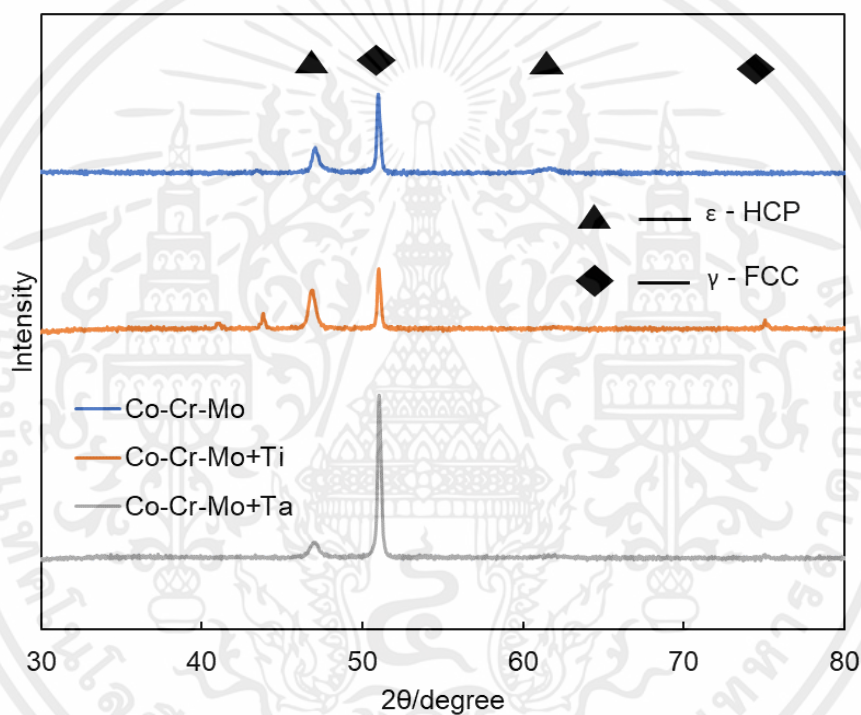
รูปที่ 4.20 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมหลังการทดสอบการกัดกร่อน



รูปที่ 4.21 พื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมหลังการทดสอบการกัดกร่อน

#### 4.5.2 การวิเคราะห์สารประกอบของชั้นฟิล์มบนพื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ XRD

จากการวิเคราะห์โครงสร้างของพื้นผิววัสดุหลังการทดสอบการกัดกร่อน พบว่าพีคของชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมอยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับพีคที่พบในชิ้นงานทดสอบก่อนการทดสอบการกัดกร่อน ทำให้เราสามารถเบื้องต้นได้ว่าฟิล์มที่เกิดขึ้นบนชิ้นงานทดสอบของเราบางมากจนทำให้รังสีที่ยิงลงไปทะลุพื้นผิวของชิ้นงานทดสอบไปเจอพื้นผิวชิ้นงานใต้ฟิล์มที่เกิดขึ้นแทน



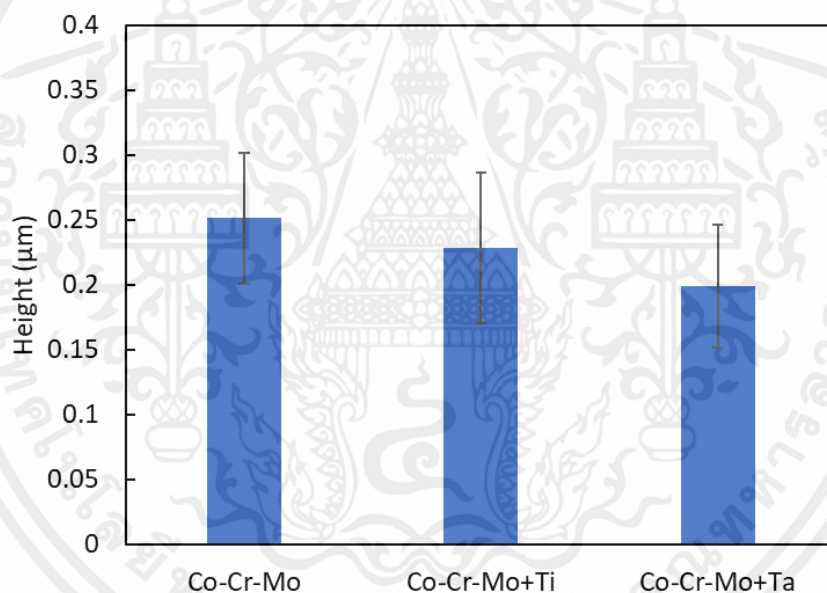
รูปที่ 4.22 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม

#### 4.5.3 การวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology)

ผลการวิเคราะห์โดยการวัดความต่างของความสูงที่ผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนแสดงดัง ตารางที่ 4.8 และรูปที่ 4.23

ตารางที่ 4.8 ตารางแสดงค่าความสูงของชิ้นงาน

	ความสูง (um)		
	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo+Ti	Co-Cr-Mo+Ta
ค่าเฉลี่ย	0.25133	0.22832	0.19867
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	0.05036	0.05834	0.04714



รูปที่ 4.23 แผนภูมิแท่งแสดงค่าความแตกต่างของความสูงที่ผิวชิ้นงาน

จากข้อมูลที่ได้จะเห็นว่าค่าความแตกต่างของความสูงที่ผิวชิ้นงานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมและโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมมีค่าต่ำกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ทำให้สามารถสันนิษฐานได้ว่าหลังจากการทดสอบการกัดกร่อนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมและโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัมเกิดการหลุดร่อนของเนื้อผิว และธาตุน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะของการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ ซึ่งแสดงดังหัวข้อต่อไปนี้

1. สรุปผลการทดลอง
2. ข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการทดลอง

ปริญญาบัตรฉบับนี้เป็นการศึกษาการพัฒนาความต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยการเติมธาตุเจือ เนื่องจากในปัจจุบันอุตสาหกรรมทางการแพทย์ถูกพัฒนาอย่างรวดเร็ว จึงส่งผลให้อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ได้รับการพัฒนาตาม ซึ่งวัสดุที่ใช้ในการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์นั้นมีหลากหลายประเภทตามการใช้งาน ซึ่งปริญญาบัตรฉบับนี้เลือกศึกษา โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เนื่องจากโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี มีความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อน การสึกหรอและแรงเสียดทานได้ดี และยังมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย นอกจากนี้ยังพบว่า

จากผลการวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมีด้วยเทคนิค SEM-EDX พบว่าโลหะผสมโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก มีอัตราส่วนของธาตุใกล้เคียงกับที่วางแผนไว้ การวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity test พบว่าเซลล์ L929 ที่ถูกเลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเจือแทนทาลัม มีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์มากกว่า 70% ซึ่งผ่านเกณฑ์มาตรฐาน ISO 10993-5 แสดงให้เห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเจือแทนทาลัม ไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์ การวิเคราะห์สมบัติเชิงกลด้วยเทคนิคการวัดความแข็ง (Hardness test) พบว่าการเติมไทเทเนียมและแทนทาลัม เข้าไปในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ทำให้ค่าความแข็งของชิ้นงานทดสอบลดลง แต่เมื่อวิเคราะห์ข้อมูลค่าความแข็งด้วยโปรแกรมทางสถิติทำให้สรุปได้ว่าความแข็งไม่ได้มีความแตกต่าง ผลการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีศักย์ไฟฟ้าแบบเปิด (Open circuit potential) และ โพเทนทิโอดินามิกโพลลา

ไรเซชัน (Potentiodynamic polarization) ในสารละลายของเหลวในร่างกายเทียม พบว่าอัตราการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนัก ลดลงจากโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม การเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบพบสีที่เปลี่ยนแปลงไปจากพื้นผิวของชิ้นงานก่อนการทดสอบ การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิคการวิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) พบว่าโลหะผสมหลังการทดสอบการกัดกร่อนในสารละลายของเหลวในร่างกายเทียม ไม่พบเฟสอื่นๆ เพิ่มเติมจากการวิเคราะห์ก่อนการทดสอบการกัดกร่อน การวิเคราะห์พื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอล (Surface morphology) พบว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียมและโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีเนื้อผิวของชิ้นงานหลุดออกไปน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม จากผลการทดสอบการกัดกร่อนที่กล่าวมาในข้างต้นสามารถสรุปได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม 1% โดยน้ำหนัก และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม 1% โดยน้ำหนักมีความต้านทานการกัดกร่อนที่ดีขึ้น และไม่เปื้อนพิษสามารถนำไปใช้งานในร่างกายได้อย่างปลอดภัย

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

การเตรียมชิ้นงานทดสอบจะเห็นได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม มีรอย defect ที่พื้นผิวชิ้นงานเหมือนกันหมด ดังนั้นอาจจะต้องมีการทดสอบการกัดกร่อนเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ไม่มีรอย defect เพื่อเป็นการวิเคราะห์พฤติกรรมการกัดกร่อนที่แม่นยำยิ่งขึ้น

การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิคการวิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) หลังการทดสอบการกัดกร่อนในสารละลายของเหลวในร่างกายเทียม ไม่พบเฟสอื่น อาจจะเป็นเพราะว่าชั้นฟิล์มที่เกิดขึ้นบางจนทำให้รังสีทะลุไปที่เนื้อผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือไทเทเนียม และ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเจือแทนทาลัม หากนำชิ้นงานทดสอบไปวิเคราะห์ธาตุและองค์ประกอบธาตุทางเคมีบริเวณพื้นผิวด้วยเทคนิคสเปกโตรสโกปีโฟโตอิเล็กตรอนด้วยรังสีเอ็กซ์ (X-ray photoelectron spectroscopy, XPS) จะทำให้ทราบว่าจะเกิดฟิล์มชนิดใดบนพื้นผิวของชิ้นงานเพื่อสนับสนุนข้อสรุปได้ดียิ่งขึ้น

## เอกสารอ้างอิง

- [1] F. Namvar, M. Jawaid, P. Md Tahir, R. Mohamad, S. Azizi, A. Khodavandi, H. Sulaiman Rahman and M. Dehghan Nayeri. 2014. Potential use of plant fibres and their composites for biomedical applications. Department of Chemical Engineer, King Saud University.
- [2] C. Oldani and A. Dominguez. 2012. Titanium as a biomaterial for implants. Department of Materials and Technology, Universidad Nacional de Córdoba.
- [3] D. Bombač, M. Brojan, P. Fajfar, F. Kosel and R. Turk. 2007. Review of materials in medical applications. Faculty of Natural Sciences and Engineering, University of Ljubljana.
- [4] Ingrid Milošev. 2012. CoCrMo Alloy for Biomedical Applications. Valdoltra Orthopedic Hospital, Slovenia
- [5] W. Ahmed, A. Elhissi, M.J. Jackson, 2012. The Design and Manufacture of Medical Devices. University of Central Lancashire, UK and E. Ahmed, Bahauddin Zakariya University, Pakistan
- [6] A. Domingues Goncalves, W. Balestri and Y. Reinwald. 2019. Biomedical implants for regenerative therapies. London
- [7] M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora and K. Jain. 2015. Implant biomaterials. Department of Oral and Maxillofacial Rehabilitation, Al Qaseem Pvt. Colleges
- [8] BC Muddugangadhar, GS Amarnath, S. Tripathi, S. Dikshit and D. MS. 2011. Biomaterials for Dental Implants. Department of Prosthodontics, MR Ambedkar Dental College and Hospital, Bengaluru, Karnataka, India
- [9] F. Namvar, M. Jawaid, P. Md Tahir, R. Mohamad, S. Azizi, A. Khodavandi, H. Sulaiman Rahman and M. Dehghan Nayeri. 2014. Potential use of plant fibres and their composites for biomedical applications. Department of Chemical Engineering, King Saud University.
- [10] G. Malegowd Raghavendra, K. Varaprasad and T. Jayaramudu. 2015. Design, Development and biomedical applications. Department of Materials Engineering, University of Conception.
- [11] Irena Gotman. 1997. Characteristics of Metals Used in Implants, Department of Materials Engineering Technicon Haifa, Israel.

- [12] D. Bombač, M. Brojan, P. Fajfar, F. Kosel and R. Turk. 2007. Review of materials in medical applications. Faculty of Natural Sciences and Engineering, University of Ljubljana.
- [13] C. Oldani and A. Dominguez. 2012. Titanium as a biomaterial for implants. Department of Materials and Technology, Universidad Nacional de Córdoba.
- [14] ASTM F67. 2000. Standard specification for unalloyed titanium, for surgical implant applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700).
- [15] ASTM F136. 2008. Standard specification for wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401).
- [16] Christopher Paul Emerson. 2015. The microstructure and the electrochemical behavior of Cobalt Chromium Molybdenum alloys from retrieved hip implants. A thesis of Material Science and Engineering, Florida International University.
- [17] George Bellefontaine. 2010. The corrosion of CoCrMo alloys for biomedical applications. A thesis of School of Metallurgy and Materials, University of Birmingham.
- [18] A. Durán, Y. Castro, A. Conde, and J. José de Damborenea. 2018. Sol-Gel protective coatings for metals. Institute of Ceramics and Glass
- [19] ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรวิสา วงศ์ปัญญา, รองศาสตราจารย์ ดร. ประยูร ส่งสิริฤทธิกุล และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นิรันดร์ วิทิตอนนัต. 2553. ความต้านทานการกัดกร่อนของเหล็กกล้า AISI 4140 ที่เคลือบผิวด้วยไอทางกายภาพ. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี.
- [20] Noam Eliaz. 2019. Corrosion of metallic biomaterials. Department of Materials Science and Engineering, Tel-Aviv University.
- [21] K. Badran, J. De Souza, J. Morales and E. Plante. 2014. Quantitative corrosion evaluation and damage modeling in ferrous materials. Department of Science, Worcester Polytechnic Institute
- [22] U. Kamachi Mudali, TM. Sridhar And B. Raj. 2003. Corrosion of bio implants. Metallurgy and Materials Group, Indira Gandhi Center for Atomic Research.
- [23] Y.S. Huang, X.T. Zeng, X.F. Hu and F.M. Liu. 2004. Corrosion resistance properties of electroless nickel composite coatings. Singapore Institute of Manufacturing Technology.

- [24] [https://www.researchgate.net/figure/Setup-of-an-electrochemical-cell-showing-a-two-electrode-setup-left-and-a-three\\_fig1\\_333385433](https://www.researchgate.net/figure/Setup-of-an-electrochemical-cell-showing-a-two-electrode-setup-left-and-a-three_fig1_333385433) (กุมภาพันธ์, 2565)
- [25] เฉลิมเกียรติ จิระรุ่งเสถียร, อาษา ประทีพเสน และ เมธิณี มุกดาสิริ. 2550. ผลของการถ่ายเทประจุทางไฟฟ้าเคมีต่อสัญญาณอะคูสติกในการตรวจจับการกัดกร่อนด้วยวิธีอะคูสติกอิมพัลส์. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี.
- [26] P. Tunthawiroon and A. Chiba. 2019. Effects of Si concentrations on microstructure and mechanical properties of as-cast Co–Cr–Mo alloys. Department of Industrial Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang.
- [27] [https://www.researchgate.net/figure/Setup-of-an-electrochemical-cell-showing-a-two-electrode-setup-left-and-a-three\\_fig1\\_333385433](https://www.researchgate.net/figure/Setup-of-an-electrochemical-cell-showing-a-two-electrode-setup-left-and-a-three_fig1_333385433) (กุมภาพันธ์, 2565)
- [28] <https://www.purdue.edu/epps/rem/rs/sem.htm> (กุมภาพันธ์, 2565)
- [29] <http://science.kmutt.ac.th/sic/index.php/physics/16-x-ray-driffraction> (กุมภาพันธ์, 2565)
- [30] J.I. Goldstein, D. E. Newbury, P. Echlin, D.C. Joy, C.E. Lyman, E. Lifshin, L. Sawyer and J.R. Michae. 2003. Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis.
- [31] ISO 10993-12. 2012. Biological evolution of medical devices , Part 12 : Sample preparation and referent materials
- [32] ISO 10993-5. 2009. Biological evolution of medical devices , Part 5 : Tests for in vitro cytotoxicity
- [33] Kutlu G. Ozdemir, H. Yilmaz, and S. Yilmaz. 2008. In Vitro Evaluation of Cytotoxicity of Soft Lining Materials on L929 Cell by MTT Assay, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Gazi University, Emek, Ankara, Turkey
- [34] Z. Yilmaz, A lale Dogan, H. Ozgur Ozdemir, and Ahmet serper. 2012. Evaluation of the cytotoxicity of different root canal sealers on L929 cell line by MTT assay, Department of Endodontics, Faculty of Dentistry, Hacettepe University, Ankara, Turkey
- [35] <https://pubhtml5.com/kbik/qyqr/basic> (มีนาคม, 2565)
- [36] S. KUROSU, H. MATSUMOTO, and AKIHIKO CHIBA. 2010. Isothermal Phase Transformation in Biomedical Co-29Cr-6Mo Alloy without Addition of Carbon or Nitrogen. Metallurgical and Materials Transactions A.
- [37] Shin-ichi Sakai and Masakatsu Hiraoka. 1997. Overview of MSWI residue Recycling by Thermal Processes. Environment Preservation Center, Kyoto University, Kyoto, Japan.

- [38] Ashkan Zolriasatein and Ali Shokuhfar. 2015. Homogenizing annealing heat treatment effects on the microstructure, hardness and thermal behavior of Al12Mg17 complex metallic alloy, Faculty of Materials Science and Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
- [39] SHINGO KUROSU, HIROAKI MATSUMOTO, and AKIHIKO CHIBA. 2010. Isothermal Phase Transformation in Biomedical Co-29Cr-6Mo Alloy without Addition of Carbon or Nitrogen, Tohoku University, Japan.
- [40] Dong Mu and Bao-luo Shen. 2010. Oxidation resistance of bornized CoCrMo alloy, College of materials Science and Engineering Sichuan University, Chengdu 610064, China
- [41] B. Yilmaz, A. Engin Pazarceviren, A. Tezcaner and Z. Evis. 2020. Historical Development of Simulated Body Fluids Used in Biomedical Applications A Review, Department of Engineering Sciences, Middle East Technical University, Ankara, Turkey.
- [42] D. Kuroda, M. Niinomi, M. Morinaga, Y. Kato and T. Yashiro. 1998. Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials, d Market De6elopment Department, Daido Steel, , Minato-ku, Nagoya, Japan.