

ผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสม
โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย
EFFECTS OF Si CONCENTRATIONS ON CORROSION
BEHAVIOR OF AS-CAST Co-Cr-Mo ALLOYS IN BODY
FLUIDS



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

EFFECTS OF Si CONCENTRATIONS ON CORROSION
BEHAVIOR OF AS-CAST Co-Cr-Mo ALLOYS IN BODY
FLUIDS



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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ **ACADEMIC YEAR 2020** ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

ผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสม
โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย
EFFECTS OF Si CONCENTRATIONS ON CORROSION BEHAVIOR
OF AS-CAST Co-Cr-Mo ALLOYS IN BODY FLUIDS

นักศึกษา

นางสาวกฤษิณี ธรรมโม รหัสประจำตัว 60010811

นางสาวมนัสนันท์ อินนุพัฒน์ รหัสประจำตัว 60010825

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์


(ผศ.ดร.พชรพล ตันตวิรุฬห์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

หัวข้อปริญญานิพนธ์	ผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย
นักศึกษา	นางสาวกฤษิณี ธรรมโม นางสาวมนัสนันท์ อินนุพัฒน์
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.พชรพล ตัณฑวิรุฬห์

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อทำการศึกษาผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย โดยความเข้มข้นของซิลิคอนในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมคือ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก สารละลายเทียมที่ใช้ในการทดสอบคือ น้ำลายเทียม เลือดเทียม และของเหลวในร่างกายเทียม และใช้วิธีการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 35 วัน โดยมีการวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานทดสอบที่เปลี่ยนแปลงไปด้วยการชั่งน้ำหนัก วิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ วิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานทดสอบก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) วิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES) และวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test จากผลการทดสอบการกัดกร่อนพบว่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมีเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักน้อยกว่า 0.05% การเปลี่ยนแปลงไปของพื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากพื้นผิวก่อนการทดสอบ การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานพบว่าโลหะผสมหลังการทดสอบการกัดกร่อนไม่พบเฟสอื่นเพิ่มจากการวิเคราะห์ก่อนการทดสอบ การวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมหลังการทดสอบพบว่าความเข้มข้นของซิลิคอน โคบอลต์ โครเมียม และโมลิบดีนัมไม่เกินปริมาณของคนปกติ และการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ พบว่าเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบมีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตของเซลล์มากกว่า 70% ซึ่งผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก สามารถใช้ในร่างกายได้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Thesis Title	Effects of Si Concentrations on Corrosion Behavior of As-Cast Co-Cr-Mo Alloys in Body Fluids
Student	Ms. Phuripich Thummo Ms. Manatsanun Innupat
Degree	Bachelor of Engineering in Industrial Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic Year	2020
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr.Phacharaphon Tunthawiroon

ABSTRACT

The effects of Si concentrations on corrosion behavior of as-cast Co-Cr-Mo alloys in body fluids were investigated in this thesis. The concentrations of Si doped in Co-Cr-Mo alloys were 0.1 0.5 1.0 3.0 and 5.0 wt%. The artificial solutions used for the test were artificial saliva artificial plasma and body fluids. The corrosion test was an immersion at 37 °C for 35 days. The analysis of weight changes of the specimen are analyzed by weighing. The specimen surface before and after immersion test was analyzed by 3D measuring laser microscope. The chemical compositions on the sample surface before and after the immersion test was characterized using X-ray diffractometer (XRD). The concentrations of metal dissolved in solution after the immersion test were analyzed by inductively coupled plasma-optical emission spectrometry (ICP-OES) and analyze cytotoxicity test by MTT cytotoxicity test. From the corrosion test results, we found that the weight change of Co-Cr-Mo-xSi alloys was less than 0.05%. The surface of Co-Cr-Mo-xSi alloys does not change after immersion. XRD results indicated that no new phase was detected. The concentrations of Si Co Cr and Mo dissolved in solutions after the test do not exceed the normal concentration in human. The cytotoxicity test result was found that the cells used the specimen extract have a cell viability higher than 70%. The results of the study indicated that Co-Cr-Mo-xSi alloys with the concentrations of Si (x) 0.1 0.5 1.0 3.0 and 5.0 wt% can be used in the human body.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เรื่อง การศึกษาความเข้มข้นของซิลิคอนที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกายเทียมนี้เป็นส่วนหนึ่งของหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ซึ่งสามารถสำเร็จได้ด้วยดี ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องที่กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำ ตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่อง และให้คำปรึกษาในปัญหาที่เกิดขึ้นจนปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.พชรพล ตันทวีรุฬห์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ที่สละเวลาในการให้ความรู้ ให้คำแนะนำ และให้การช่วยเหลือระหว่างการปฏิบัติงาน จนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น และสามารถสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณ อาจารย์กษม ศรีรัศมี อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่คอยให้ความรู้และให้คำปรึกษา ตลอดจนช่วยเหลือในการปฏิบัติงานจนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ที่ให้ความอนุเคราะห์ในส่วน of สถาน ที่ และห้องปฏิบัติการ รวมทั้งค่าใช้จ่ายในการวิจัย

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัว ที่คอยให้การสนับสนุน ให้กำลังใจ ตลอดจนเพื่อนๆ ที่คอยให้การช่วยเหลือในหลายๆเรื่อง จึงขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้ด้วย คณะผู้ดำเนินงานวิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ต่อวงการศึกษเกี่ยวกับวัสดุ อุทกรรมการแพทย์ และผู้ที่สนใจศึกษาไม่มากนัก

นางสาวสุริพิชญ์ ธรรมโม

นางสาวมนัสนันท์ อินนุพัฒน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ซ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา	2
1.3 ขอบเขตของการศึกษา	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant).....	5
2.1.1 คุณสมบัติของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant Properties).....	5
2.2 วัสดุชีวภาพ (Biomaterials)	7
2.2.1 พอลิเมอร์ (Polymers)	8
2.2.2 เซรามิกส์ (Ceramics).....	8
2.2.3 โลหะ (Metal)	9
2.3 ทฤษฎีการกัดกร่อน.....	14
2.3.1 ประเภทการกัดกร่อน (Types of Corrosion)	15
2.3.2 การทดสอบการกัดกร่อน (Types of Corrosion Tests).....	16
2.4 เอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์ (X-ray Diffractometer: XRD)	19
2.5 Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES).....	20
2.6 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity Test).....	21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้เผยแพร่เห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่ต่อสาธารณะ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

	หน้า
2.7 การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance).....	22
2.7.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA)	22
2.7.2 หลักการของ One-Way ANOVA	23
2.7.3 การเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple Comparison)	26
2.8 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	27
2.8.1 การเติมซิลิคอนในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม	27
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	
3.1 ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test).....	29
3.1.1 วัสดุที่ใช้ในการทดลอง.....	29
3.1.2 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ	30
3.1.3 การเตรียมสารละลาย.....	30
3.1.4 ทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test)	31
3.1.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง	32
3.2 ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic Test)	33
3.2.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ	33
3.2.2 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test	34
3.2.3 การวิเคราะห์ข้อมูลการมีชีวิตอยู่ของเซลล์.....	34
3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	39
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	
4.1 การวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม	43
4.1.1 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในน้ำลายเทียม	44
4.1.2 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในเลือดเทียม	45
4.1.3 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในช่องเหลว ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ ในร่างกายเทียม	46

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

	หน้า
4.2 การวิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม	47
4.2.1 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม	47
4.2.2 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม	48
4.2.3 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในร่างกายเทียม	49
4.3 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD)	50
4.3.1 การวิเคราะห์ชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม	50
4.3.2 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม	51
4.3.3 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม	52
4.3.4 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม	53
4.4 การวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)	54
4.4.1 ปริมาณธาตุในน้ำลายเทียม	54
4.4.2 ปริมาณธาตุในเลือดเทียม	55
4.4.3 ปริมาณธาตุในของเหลวในร่างกายเทียม	56
4.5 ผลการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test	58
4.5.1 การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ	58
4.5.2 การวิเคราะห์เชิงปริมาณ	59

บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง	65
5.2 ข้อเสนอแนะ	66

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
เอกสารอ้างอิง

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	4
ตารางที่ 2.1 องค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139).....	9
ตารางที่ 2.2 องค์ประกอบทางเคมีของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F67) และโลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136).....	10
ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติเชิงกลของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F67) และโลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136).....	11
ตารางที่ 2.4 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและตัด	12
ตารางที่ 2.5 คุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและตัด	13
ตารางที่ 2.6 วิธีการทดสอบทางเคมีไฟฟ้า.....	18
ตารางที่ 2.7 ตารางข้อมูลทั่วไป	23
ตารางที่ 2.8 ตาราง ANOVA	25
ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo-xSi Alloys).....	29
ตารางที่ 3.2 ส่วนประกอบทางเคมีของสารละลายที่ใช้ในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion test)	31
ตารางที่ 3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	39
ตารางที่ 4.1 น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม	43
ตารางที่ 4.2 ปริมาณของธาตุที่ละลายในน้ำลายเทียม	54
ตารางที่ 4.3 ปริมาณของธาตุที่ละลายในเลือดเทียม	55
ตารางที่ 4.4 ปริมาณของธาตุที่ละลายในของเหลวในร่างกายเทียม	56
ตารางที่ 4.5 ความเข้มข้นของโลหะในร่างกายของคนปกติ	57
ตารางที่ 4.6 ค่าการดูดกลืนแสง	59
ตารางที่ 4.7 เปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์.....	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ประเภทของวัสดุชีวการแพทย์	7
รูปที่ 2.2 โครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม	11
รูปที่ 2.3 ค่า K ตามมาตรฐาน ASTM G31	17
รูปที่ 2.4 การเลี้ยวเบนของรังสีผ่านชั้นอิเล็กตรอนในผลึกตามกฎของแบรกก์	20
รูปที่ 2.5 โครงสร้าง MTT	22
รูปที่ 3.1 ขนาดของชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบ	30
รูปที่ 3.2 ขนาดของชิ้นงานที่ใช้ทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์	33
รูปที่ 3.3 การสร้างตัวแปรในโปรแกรม Statistical Package for Social Science	35
รูปที่ 3.4 การใส่ข้อมูลในโปรแกรม Statistical Package for Social Science	35
รูปที่ 3.5 การเลือกคำสั่งตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล	36
รูปที่ 3.6 การเลือกตัวแปรและเลือกคำสั่งวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล	36
รูปที่ 3.7 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล	37
รูปที่ 3.8 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล	37
รูปที่ 3.9 การเลือกวิธีการเปรียบเทียบในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว	38
รูปที่ 4.1 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในน้ำลายเทียม	44
รูปที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในเลือดเทียม	45
รูปที่ 4.3 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในของเหลวในร่างกายเทียม	46
รูปที่ 4.4 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนน้ำลายเทียม	47
รูปที่ 4.5 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม	47
รูปที่ 4.6 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม	48
รูปที่ 4.7 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม	48
รูปที่ 4.8 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม	49
รูปที่ 4.9 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม	49
เอกสารนี้รูปที่ 4.10 พื้นผิวของชิ้นงานที่นำไปทดสอบ XRD ของโลหะผสมที่มีความเข้มข้น 0.1Si 0.5Si ประโยชน์ด้านการค้า	
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 1.0Si 3.0Si และ 5.0Siและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรรม 50 ปีใช้	

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 4.11 ผลการวิเคราะห์ XRD ก่อนการทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม.....	50
รูปที่ 4.12 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียมของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม.....	51
รูปที่ 4.13 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดลองการกัดกร่อนในเลือดเทียมของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม.....	52
รูปที่ 4.14 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม ของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม.....	53
รูปที่ 4.15 ปริมาณของธาตุที่ละลายในน้ำลายเทียม.....	54
รูปที่ 4.16 ปริมาณของธาตุที่ละลายในเลือดเทียม.....	55
รูปที่ 4.17 ปริมาณของธาตุที่ละลายในของเหลวในร่างกายเทียม.....	56
รูปที่ 4.18 เซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติ.....	58
รูปที่ 4.19 เซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์หลังจากแช่ชิ้นงานทดสอบ.....	58
รูปที่ 4.20 เปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์.....	60
รูปที่ 4.21 ตารางการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล.....	61
รูปที่ 4.22 ตารางการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล.....	62
รูปที่ 4.23 ตาราง ANOVA.....	63
รูปที่ 4.24 ตาราง Multiple Comparisons.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ ขอบเขต ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและขั้นตอนในการดำเนินงานของปริญญาโทเรื่อง ผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

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

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ปัจจุบันประเทศไทยก้าวเข้าสู่ยุคอุตสาหกรรม 4.0 ส่งผลให้เกิดการพัฒนาของอุตสาหกรรมอย่างก้าวกระโดดไม่ว่าจะเป็นอุตสาหกรรมยานยนต์ อุตสาหกรรมอาหาร รวมถึงอุตสาหกรรมทางการแพทย์ (Medical Hub) ซึ่งเป็นผลให้เทคโนโลยีทางการแพทย์เริ่มมีการพัฒนาเพิ่มมากขึ้นไม่ว่าจะเป็นอุปกรณ์การแพทย์ ยารักษาโรค และอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Medical Implants) ซึ่งเมื่อกล่าวถึงอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ปัจจัยที่เป็นส่วนสำคัญให้เกิดการพัฒนาคือวัสดุที่ใช้ในการผลิตอุปกรณ์เหล่านั้น โดยคุณสมบัติของวัสดุที่จะนำมาผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์จะต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพและไม่เกิดปฏิกิริยาที่เป็นพิษต่อร่างกาย ซึ่งวัสดุที่มีคุณสมบัติเหล่านี้เรียกว่า Biomedical Material

Biomedical Material แบ่งออกเป็น 3 ชนิดหลักๆ ได้แก่ พอลิเมอร์ โลหะ และเซรามิกส์ โดยพอลิเมอร์เป็นวัสดุที่ใช้ทดแทนเนื้อเยื่ออ่อนในร่างกาย การศัลยกรรมความงาม แต่ไม่เหมาะสำหรับนำมาทำเป็นอุปกรณ์ที่รับแรงกระแทก ส่วนเซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความแข็งแรง ทนต่อการกัดกร่อนและการเสียดสี ซึ่งเหมาะสำหรับนำมาทำเป็นอวัยวะทดแทนส่วนของร่างกายที่ต้องรองรับน้ำหนัก เช่น ข้อต่อกระดูก สะโพก กระดูกหัวเข่า ครอบฟันเซรามิกส์ เป็นต้น แต่วัสดุประเภทเซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความเปราะ เมื่อเกิดการแตกหักจึงยากแก่การรักษา ส่งผลให้วัสดุประเภทโลหะเหมาะสำหรับการนำมาทำเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่รองรับน้ำหนักและแรง เนื่องจากมีคุณสมบัติทางกลที่ดีและทนต่อการกัดกร่อนได้ดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

วัสดุประเภทโลหะประกอบไปด้วยโลหะมีค่า และโลหะทั่วไป ซึ่งโลหะมีค่าที่ใช้ในทางการแพทย์ ได้แก่ ทอง เงิน และแพลทินัม เนื่องจากมีคุณสมบัติทนต่อการกัดกร่อนได้ดี แต่มีราคาสูงและคุณสมบัติเชิงกลต่ำ ซึ่งไม่เหมาะในการนำมาใช้กับอุปกรณ์ที่ต้องรับแรงจึ้นนิยมนำมาใช้ในทางทันตกรรม ส่วนโลหะทั่วไปที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้ในทางการแพทย์ได้แก่ สแตนเลส 316L ไทเทเนียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) โดยสแตนเลส 316L เป็นโลหะที่มีราคาถูกและทนทานต่อการกัดกร่อนแต่เมื่อเทียบกับไทเทเนียมซึ่งเป็นโลหะที่มีความแข็งแรงมากกว่ากระดูก ส่งผลให้ไทเทเนียมมีความทนต่อการกัดกร่อนได้มากกว่าเนื่องจากการสร้างชั้นฟิล์มไทเทเนียมไดออกไซด์ อีกทั้งไทเทเนียมยังมีน้ำหนักเบาแต่เป็นโลหะที่มีราคาสูง ส่วนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างสแตนเลส 316L และไทเทเนียม แต่ออกไซด์ของโลหะผสมชนิดนี้สามารถยึดเกาะได้ดีกว่าออกไซด์ของไทเทเนียมอีกทั้งยังมีราคาต่ำกว่าจึงส่งผลให้โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมถูกคาดหวังให้เป็นวัสดุทางการแพทย์ที่ทนต่อการกัดกร่อนและแรงเสียดสีได้ดี

โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมถูกใช้อย่างกว้างขวางในการนำมาทำเป็นวัสดุผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลที่โดดเด่น ทนต่อการกัดกร่อนและแรงเสียดสีได้ดี อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับร่างกาย นอกจากนี้จากการศึกษาวิจัยพบว่าการเพิ่มซิลิคอน (Si) ลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม จะช่วยให้วัสดุมีความแข็งแรงมากขึ้น ทนทานต่อการกัดกร่อนได้มากขึ้น ช่วยป้องกันการเกิดออกซิเดชัน (Oxidation) และช่วยเพิ่มการยึดเกาะของออกไซด์จากการก่อตัวของชั้นฟิล์มโครเมียมออกไซด์ (Cr_2O_3) ซึ่งเป็นชั้นฟิล์มที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวของวัสดุที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการต้านทานการกัดกร่อนของวัสดุ แต่อย่างไรก็ตามหากเพิ่มซิลิคอนลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม ในปริมาณที่มากเกินไปจะส่งผลให้เกิดสารประกอบเชิงโลหะ (Intermetallic Phase) เป็นจำนวนมากซึ่งทำให้คุณสมบัติของวัสดุมีความเปราะมากยิ่งขึ้น โดยผลของการเติมซิลิคอนจากคุณสมบัติที่กล่าวมาทั้งหมดนี้เป็นการศึกษาที่อุณหภูมิสูง แต่เนื่องจากทางผู้จัดทำสนใจในการนำโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมาผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังที่ใช้ในร่างกาย ดังนั้นผู้จัดทำจึงเลือกทำการศึกษาโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีปริมาณความเข้มข้นของซิลิคอนต่างกันที่อุณหภูมิร่างกาย

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

เพื่อศึกษาปริมาณความเข้มข้นของซิลิคอน (Si) ที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) ในสารละลาย 3 ชนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, a2d cite the document when use.

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

1. ศึกษาปริมาณซิลิคอน (Si) ที่ระดับความเข้มข้นเท่ากับ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก
2. ศึกษาสารละลาย 3 ชนิด ได้แก่ น้ำลายเทียม (Artificial Saliva) เลือดเทียม (Artificial Plasma) และของเหลวในร่างกายเทียม (Body Fluids)
3. ศึกษาที่อุณหภูมิเท่ากับอุณหภูมิในร่างกาย (37 °C)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อทราบผลของปริมาณความเข้มข้นของซิลิคอน (Si) ที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys)
2. เพื่อเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่สนใจในเรื่องพฤติกรรมการกัดกร่อนของซิลิคอน (Si) ในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys)
3. เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในด้านการศึกษาและการวิจัยเกี่ยวกับวัสดุ
4. เพื่อนำไปพัฒนาต่อในทางการแพทย์

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ขั้นตอนในการดำเนินงานวิจัยสามารถแบ่งออกได้เป็น 13 ขั้นตอน ตามตารางที่ 1.1 โดยมีหัวข้อในการดำเนินงานดังนี้

1. ศึกษาและรวบรวมข้อมูล
2. ออกแบบการทดลอง
3. เตรียมชิ้นงาน
4. เตรียมสารละลาย
5. วิเคราะห์ชิ้นงานก่อนการทดสอบแบบจุ่ม (Immersion Test)
6. ทดสอบแบบจุ่ม (Immersion Test)
7. ทดสอบ Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)
8. ทดสอบเอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรกโตมิเตอร์ (XRD)
9. ทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity Test)
10. วิเคราะห์ผลหลังการทดสอบ
11. สรุปผลการทดลอง
12. จัดทำรูปเล่มโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียด ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการศึกษาผลกระทบของซิลิกอนต่อพฤติกรรมการกักตัวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant)
2. วัสดุชีวภาพ (Biomaterials)
3. ทฤษฎีการกักต่อน
4. เอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์ (X-ray Diffractometer)
5. Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)
6. การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic Test)
7. การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance)
8. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant)

อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant) เป็นอุปกรณ์ที่มนุษย์สร้างขึ้นเพื่อทดแทนอวัยวะภายในร่างกายหรือทดแทนส่วนที่สึกหรอ ซึ่งตัวอย่างของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ ได้แก่ เลนส์แก้วตาเทียม ประสาทหูเทียม หลอดเลือดเทียม กระจกสันหลังเทียม รากฟันเทียม สะโพกเทียม และข้อเข่าเทียม เป็นต้น [1] อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์เป็นส่วนหนึ่งของเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีความเสี่ยงมากกว่าเครื่องมือแพทย์ทั่วไปเพราะเป็นวัสดุที่สัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย และของเหลวภายในร่างกายเป็นเวลานาน ดังนั้นวัสดุที่ใช้ผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์จึงต้องมีความปลอดภัย ไม่ก่อให้เกิดอาการแพ้หรือระคายเคือง และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย [2]

2.1.1 คุณสมบัติของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ (Implant Properties)

อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีคุณสมบัติทางเคมีและทางกายภาพที่เพียงพอเพื่อให้มีการแทรกซึมของเนื้อเยื่อและการแพร่ของสารอาหาร มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพเพื่อหลีกเลี่ยงการตอบสนองของระบบภูมิคุ้มกัน มีความต้านทานการกัดกร่อน ต้านทานการย่อยสลาย และมีความสามารถในการดูดซับทางชีวภาพเพื่อให้เซลล์ในร่างกายทำงานได้อย่างปกติ นอกจากนี้อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมี

โครงสร้างที่เป็นรูพรุนเพื่อสะดวกต่อการเคลื่อนที่ของเซลล์ สารอาหาร และของเสีย อีกทั้งควรมีลักษณะพื้นผิวที่เหมาะสมเพื่อรองรับการยึดเกาะ และการเจริญเติบโตของเซลล์ในร่างกาย สำหรับคุณสมบัติอื่น ๆ ของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์มีดังนี้ [1]

1. คุณสมบัติพื้นผิว (Surface Properties)

พื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์มีผลต่อการยึดเกาะและการตอบสนองของเซลล์และเนื้อเยื่อ โดยพื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์สามารถจำแนกตามความหยาบผิว (Roughness) ลักษณะพื้นผิว (Texture) และทิศทางการจัดเรียงอะตอม [1] โดยอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีความหยาบผิวสูงจะช่วยเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสกับเซลล์ส่งผลให้อุปกรณ์ยึดติดกับเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น [3] สำหรับลักษณะพื้นผิวของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์สามารถแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ พื้นผิวแบบเว้าที่เกิดจากการบำบัดด้วยสารเติมแต่ง เช่น การเคลือบด้วยสาร Hydroxyapatite (HA) และพื้นผิวแบบนูนที่เกิดจากการกัด (Etching) และการพ่น (Blasting) ในส่วนของทิศทางการจัดเรียงอะตอมสามารถแบ่งออกเป็น พื้นผิวแบบไอโซทรอปิก (Isotropic Surfaces) คือคุณสมบัติของวัสดุจะไม่เปลี่ยนแปลงไปตามทิศทางการจัดเรียงอะตอม และพื้นผิวแบบแอนไอโซทรอปิก (Anisotropic) คือคุณสมบัติของวัสดุจะเปลี่ยนแปลงไปตามทิศทางการจัดเรียงอะตอม [1]

2. คุณสมบัติเชิงกล (Mechanical Properties)

คุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่ควรพิจารณาก่อนการผลิต ได้แก่

- โมดูลัสสภาพยืดหยุ่น (Modulus of Elasticity) ของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์เป็นค่าที่แสดงถึงการตอบสนองต่อความเครียดและความเค้นภายในกระดูก [4] ซึ่งควรเลือกอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีโมดูลัสสภาพยืดหยุ่นเทียบเท่ากับกระดูก (18 GPa) เพื่อกระจายความเค้นที่อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ให้สม่ำเสมอและลดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อกระดูกเทียม [3]

- ความทนต่อแรงดึง (Tensile Strength) ความทนต่อแรงอัด (Compressive Strength) และความทนต่อแรงเฉือน (Shear Strength) ซึ่งอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความทนต่อแรงดึงและความทนต่อแรงอัดสูงเพื่อป้องกันการแตกหักและสร้างเสถียรภาพในการทำงาน และการถ่ายโอนความเค้นจากอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ไปยังกระดูกที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ความทนต่อแรงเฉือนเพิ่มขึ้นส่งผลให้ลดความเค้นในอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [3]

- ความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก (Yield Strength) และความต้านทานแรงล้า (Fatigue Strength) ซึ่งอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความต้านทานแรงดึงที่จุดครากและความต้านทานแรงล้าสูงเพื่อป้องกันการแตกหักจากการใช้งาน [3]

- ความเหนียว (Ductility) ของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ควรมีความเหนียวขั้นต่ำ 8% เนื่องจากความเหนียวเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีรูปร่างซับซ้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- ความแข็ง (Hardness) และความแกร่ง (Toughness) ซึ่งการเพิ่มขึ้นของความแข็งของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ช่วยลดการสึกหรอของวัสดุ และการเพิ่มขึ้นของความแกร่งจะช่วยป้องกันการแตกหักของวัสดุ [3]

3. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility)

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ หมายถึง ความสามารถของวัสดุที่เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย ทำให้มีการเจริญของเนื้อเยื่อกระดูกเข้าไปภายในอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์จนเป็นเนื้อเดียวกัน โดยไม่ก่อให้เกิดอันตราย [1]

2.2 วัสดุชีวภาพ (Biomaterials)

วัสดุชีวภาพ (Biomaterial) หมายถึง วัสดุที่นำเข้าสู่ร่างกายเพื่อทำหน้าที่เป็นอวัยวะเทียมหรือเพื่อการรักษาบางอย่าง วัสดุชีวภาพเป็นวัสดุที่มีความเชื่อมต่อกับเนื้อเยื่อของร่างกาย รวมทั้งความเชื่อมทางเภสัชวิทยา สำหรับวัสดุชีวภาพที่ใช้ในทางการแพทย์จะเรียกว่าวัสดุชีวการแพทย์ (Biomedical Material) ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภทใหญ่ๆคือ โลหะ เซรามิกส์ และพอลิเมอร์ ตามรูปที่ 2.1 [5]

Mechanical properties / biomedical materials classes	Elastic modulus (GPa)	Tensile Strength (MPa)
Metal		
Ti-alloys	116	965
Amalgam	30	58
Ti-6Al-4V	15-30	70-150
stainless steel	210	600
316L	120	900
Co-Cr Alloys	210	1085
Ceramics		
Alumina	380	300
Zirconia	220	820
Bioglass	35	42
Hydroxyapatite (HA)	95	50
Polymers		
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 ประเภทของวัสดุชีวการแพทย์ [5]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2.2.1 พอลิเมอร์ (Polymers)

พอลิเมอร์เป็นโมเลกุลขนาดใหญ่ที่ประกอบด้วยหน่วยการทำซ้ำที่มีพันธะโควาเลนต์ ซึ่งอาจเป็นโมเลกุลชนิดเดียวกัน (Homopolymers) หรือต่างกัน (Co-polymers) ก็ได้ [1] พอลิเมอร์เป็นวัสดุที่สำหรับการใช้งานด้านชีวการแพทย์และใช้เป็นอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจและหลอดเลือดเพื่อทดแทนและขยายเนื้อเยื่ออ่อนต่างๆ วัสดุพอลิเมอร์จำนวนมากที่ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุทางทันตกรรม เช่น ฟันปลอม คอนแทคเลนส์ และเลนส์แก้วตาเทียม นอกจากนี้ยังนำไปใช้ในทางการแพทย์ด้านอื่น ๆ เช่น ลึ้นหัวใจ หัวใจเทียม การปลูกถ่ายหลอดเลือด และเต้านมเทียม เป็นต้น [6] ซึ่งโดยทั่วไปแล้วพอลิเมอร์จะถูกเลือกตามลักษณะทางกายภาพ องค์ประกอบ คุณสมบัติเชิงกล ความสามารถในการแก้ไขและการขึ้นรูป การนำความร้อนและไฟฟ้า ตลอดจนความสามารถในการยึดติดกับเนื้อเยื่อ นอกจากนี้พอลิเมอร์ที่ใช้สำหรับงานชีวการแพทย์ยังสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ พอลิเมอร์ธรรมชาติ และพอลิเมอร์สังเคราะห์ โดยมีรายละเอียดดังนี้ [1]

1. พอลิเมอร์ธรรมชาติ (Natural Polymers)

พอลิเมอร์ธรรมชาติมีคุณสมบัติคล้ายกับเนื้อเยื่อในร่างกาย ปลอดภัย และไม่มีแหล่งยึดเกาะของโปรตีนและสารชีวเคมีที่มีความสำคัญต่อการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ แต่พอลิเมอร์ธรรมชาติมีความแข็งแรงเชิงกลต่ำ และย่อยสลายในอุณหภูมิร่างกายทำให้มีข้อจำกัดในด้านการใช้งาน สำหรับพอลิเมอร์ธรรมชาติที่นิยมใช้คือ คอลลาเจน (Collagen) โดยคอลลาเจนมีความแตกต่างกันถึง 20 ชนิด ซึ่งในทางการแพทย์ใช้คอลลาเจนในการสร้างเนื้อเยื่อผิวหนัง และรักษาบาดแผล สำหรับตัวอย่างของพอลิเมอร์ธรรมชาติอื่น ๆ ได้แก่ Chitosan Hyaluronic Acid และ Silk Fibroin [1]

2. พอลิเมอร์สังเคราะห์ (Synthetic Polymers)

พอลิเมอร์สังเคราะห์ได้รับการพัฒนาเพื่อปรับแต่งคุณสมบัติทางกายภาพและทางเคมีให้เหมาะสมตามการใช้งาน และเพื่อเอาชนะข้อจำกัดของพอลิเมอร์ธรรมชาติ [1] แต่ข้อเสียเปรียบของพอลิเมอร์สังเคราะห์ คือ ขาดความเข้ากันได้ทางชีวภาพ [6] พอลิเมอร์สังเคราะห์จะมีลักษณะเป็นแบบเส้นตรง แตกแขนง หรือแบบ Cross-Link ซึ่งลักษณะต่าง ๆ เหล่านี้ขึ้นอยู่กับการจัดเรียงโมเลกุล นอกจากนี้พอลิเมอร์สังเคราะห์ยังมีราคาสูง โดยพอลิเมอร์สังเคราะห์ที่นิยมใช้ ได้แก่ Poly (Lactic Acid-Co-Glycolic Acid) (PLGA) Polyglycolic Acid (PGA) Polylactic Acid (PLA) Polycaprolactone (PCL) และ Poly-Hydroxybutyrate (PHB) [1]

2.2.2 เซรามิกส์ (Ceramics)

เซรามิกส์ (Ceramics) หรือไบโอเซรามิกส์ (Bioceramics) เป็นสารประกอบระหว่างธาตุโลหะและอโลหะ ซึ่งอะตอมในวัสดุเซรามิกส์ถูกยึดเหนี่ยวกันโดยพันธะเคมี โดยส่วนใหญ่เป็นพันธะไอออนิก เซรามิกส์เป็นวัสดุที่มีความแข็ง ด้านทานการสึกหรอ ทนต่อปฏิกิริยาออกซิเดชัน และมีความเฉื่อยทางเคมี [1] แต่มีความต้านทานแรงดึงที่ไม่ดี และมีความเปราะสูงกว่าโลหะ ส่งผลให้มีการใช้งานเซรามิกส์น้อยกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

วัสดุประเภทโลหะ ตัวอย่างของการใช้งานของเซรามิกส์ในทางการแพทย์ ได้แก่ ลูกนัยน์ตาเทียม ฝือกกระดูกเทียม หัวและเบ้ากระดูกของข้อสะโพกเทียม เป็นต้น [6]

2.2.3 โลหะ (Metal)

โลหะเป็นวัสดุชีวภาพที่มีคุณสมบัติด้านทานการกัดกร่อนที่ดีในสภาพแวดล้อมทางสรีรวิทยา ซึ่งมีโลหะบางประเภทเท่านั้นที่สามารถนำมาใช้สำหรับการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ได้ เนื่องจากสภาวะภายในร่างกายมีข้อจำกัดหลายอย่าง ซึ่งโลหะที่จะนำมาใช้งานได้จะต้องไม่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองที่ไม่ดีจากเนื้อเยื่อรอบข้าง ไม่เป็นพิษ มีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม และทนต่อการกัดกร่อนได้ดี [7] จากการที่โลหะมีคุณสมบัติทนต่อการกัดกร่อนที่ค่อนข้างสูงจึงส่งผลให้มีการปลดปล่อยสารพิษที่เป็นอันตรายออกมาเพียงเล็กน้อยเมื่อสัมผัสกับของเหลวในร่างกาย โลหะที่นิยมนำมาผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม และโลหะผสมไทเทเนียม [8-9]

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 มีความหนาแน่นสูง และไม่มีรูพรุน นอกจากนี้ยังมีความสามารถในการเกิดขึ้นใหม่เองได้เพื่อทดแทนส่วนของฟิล์มเก่าที่ถูกทำลายไปได้อย่างรวดเร็ว นอกจากโครเมียมแล้วเหล็กกล้าไร้สนิมยังมีธาตุอื่นผสมอยู่อีก เช่น โมลิบดีนัม นิกเกิล คาร์บอน และแมงกานีส เป็นต้น [10] ซึ่งเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้สำหรับการปลูกถ่ายทางการแพทย์ส่วนใหญ่เป็น ออสเทนนิติกประเภท 316L เนื่องจากมีปริมาณคาร์บอนต่ำ และมีโมลิบดีนัมผสมอยู่ทำให้มีความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม [7] สำหรับองค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139) แสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 องค์ประกอบทางเคมีของเหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L (ASTM F138 F139) [9]

องค์ประกอบทางเคมี (wt%)	C	Si	Mn	P	S	Ni	Cr	Mo
316L	≤0.03	≤1.0	≤2.0	≤0.045	≤0.03	12-15	16-18	2-3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2. ไทเทเนียม (Titanium)

ไทเทเนียมเป็นโลหะที่นิยมใช้ในงานด้านอวกาศและทางการแพทย์ ซึ่งไทเทเนียมที่พบมากที่สุดมี 2 ชนิด คือ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (CP-Ti) และไทเทเนียมผสม Ti-6Al-4V [11] ซึ่งวัสดุเหล่านี้จัดเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงทางชีวภาพ มีความสามารถในการนำไฟฟ้าต่ำ ต้านทานการกัดกร่อนสูง มีแนวโน้มการเกิดไอออนต่ำในสภาพแวดล้อมที่เป็นน้ำ มีน้ำหนักเบา และมีค่าความแข็งแรงมากกว่ากระดูก แต่มีราคาสูง นอกจากนี้ตามมาตรฐาน ASTM F67 ได้แบ่งไทเทเนียมบริสุทธิ์ออกเป็น 4 เกรด โดยแต่ละเกรดมีคุณสมบัติทางกายภาพและองค์ประกอบทางเคมีที่แตกต่างกันแสดงตามตารางที่ 2.2 และ 2.3 [12] สำหรับลักษณะโครงสร้างของไทเทเนียมบริสุทธิ์จะเป็นแบบ Hexagonal Closest Packed (HCP) หรือ α -Phase ที่อุณหภูมิต่ำกว่า 882 °C และเปลี่ยนเป็น Body Centered Cubic (BCC) หรือ β -Phase ที่อุณหภูมิสูงกว่า 882 °C [26] ไทเทเนียมบริสุทธิ์ในเชิงพาณิชย์ถือเป็นวัสดุโลหะผสมทางชีวภาพที่ดีที่สุด เนื่องจากมีคุณสมบัติในการสร้างชั้นฟิล์มที่มีความเสถียรและมีความเหนียวตามธรรมชาติ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์จะมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม แต่ไทเทเนียมบริสุทธิ์มีความต้านทานต่อการสึกหรอต่ำทำให้วัสดุชนิดนี้ไม่เหมาะสมในการนำมาผลิตเป็นข้อต่อเทียมหรือสะโพกเทียมที่ต้องมีการเสียดสีอยู่ตลอดเวลา [9]

สำหรับโลหะผสม Ti-6Al-4V เป็นวัสดุที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ โดยมีองค์ประกอบทางเคมีและกายภาพที่อ้างอิงตามมาตรฐาน ASTM F136 แสดงดังตารางที่ 2.2 และ 2.3 การเพิ่มองค์ประกอบทางเคมีลงในโลหะผสมไทเทเนียมทำให้วัสดุมีคุณสมบัติที่หลากหลายมากขึ้น เนื่องจากอะลูมิเนียมช่วยให้ α -Phase มีความเสถียรมากขึ้น และวานาเดียมช่วยให้ β -Phase มีความเสถียรมากขึ้น [12]

ตารางที่ 2.2 องค์ประกอบทางเคมีของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F67) และโลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136) [12-14]

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังได้แปลและเรียบเรียงโดยอาจารย์อภิญญาพร ทาคะ ซึ่งถือกรรมสิทธิ์ในการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติเชิงกลของไทเทเนียมบริสุทธิ์ (ASTM F 67) และโลหะผสม Ti6Al4V (ASTM F136) [12-14]

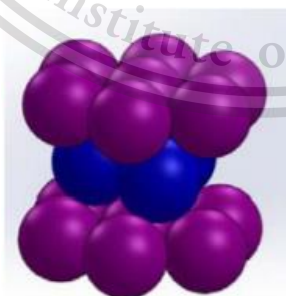
คุณสมบัติ	เกรด 1	เกรด 2	เกรด 3	เกรด 4	Ti-6Al-4V
Tensile Strength (MPa)	240	345	450	550	860
Yield Strength (Mpa)	170	275	380	483	795
Elongation (%)	24	20	18	15	10

3. โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys)

โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo Alloys) เป็นวัสดุที่ต้านทานการกัดกร่อน มีความแข็งแรงสูง ต้านทานการออกซิเดชัน และต้านทานการสึกหรอได้ดี ซึ่งจากคุณสมบัติที่กล่าวมาเป็นผลมาจากการก่อตัวของคาร์ไบด์ โดยส่วนใหญ่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมถูกนำมาผลิตเป็นรากฟันเทียม ข้อเข่าเทียม และสะโพกเทียม เป็นต้น [9]

- ลักษณะโครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

สำหรับลักษณะโครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมี 2 แบบ คือ Hexagonal Closed Packed (HCP) ที่อุณหภูมิต่ำ 417 °C และ Face Centered Cubic Structure (FCC) ที่อุณหภูมิสูงกว่า 417 °C แสดงดังรูปที่ 2.2 ซึ่งโลหะผสมที่มีโครงสร้างแบบ HCP จะมีความแข็งแรง และต้านทานการสึกหรอได้ดีกว่าโครงสร้างแบบ FCC แต่มีการยึดตัวที่ไม่ดีจึงเกิดการแตกหักแบบเปราะเมื่อทำการทดสอบแรงดึง [15,25]



(a)



(b)

เอกสารนี้เป็นรูปที่ 2.2 โครงสร้างของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (a) Hexagonal Closed Packed (HCP) (b) Face Centered Cubic (FCC) [15]

- องค์ประกอบทางเคมี

สำหรับองค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมส่วนใหญ่ประกอบไปด้วยโครเมียม 27% ถึง 30% โดยน้ำหนัก โมลิบดีนัม 5% ถึง 7% โดยน้ำหนัก ที่เหลือเป็นโคบอลต์ [15] และมีธาตุชนิดอื่นอีกในปริมาณที่น้อยมากแสดงดังตารางที่ 2.4 ซึ่งโครเมียมเป็นธาตุที่ก่อให้เกิดฟิล์มพาสซีฟออกไซด์ที่เรียกว่า Cr_2O_3 ซึ่งก่อตัวขึ้นตามธรรมชาติบนพื้นผิวของโลหะส่งผลให้วัสดุมีความแข็ง ต้านทานการกัดกร่อน ต้านทานการสึกหรอ และต้านทานการออกซิเดชันได้ดีขึ้น ในส่วนของโมลิบดีนัมจะช่วยเพิ่มความแข็งแรงของโลหะ และช่วยเพิ่มความต้านทานการกัดกร่อน ส่วนการเติมคาร์บอนระหว่าง 0.1% ถึง 0.3% โดยน้ำหนัก ทำให้เกิดการก่อตัวของคาร์ไบด์ ซึ่งคาร์ไบด์นี้ช่วยเพิ่มความแข็งแรง (Strength) และความแข็ง (Hardness) ของโลหะผสม และการเพิ่มไนโตรเจนระหว่าง 0.04% ถึง 0.14% โดยน้ำหนัก ช่วยเพิ่มความต้านทานแรงดึง และความต้านทานแรงล้า (Fatigue Strength) ให้แก่โลหะผสม [15] โดยคุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและแบบรีดตามมาตรฐาน ASTM F75 และ ASTM F1573 แสดงดังตารางที่ 2.5

ตารางที่ 2.4 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและแบบรีด [15-16]

ธาตุ	แบบหล่อ (ASTM F75)	แบบรีด (ASTM F1573)
Co	Balance	Balance
Cr	27-30	26-30
Mo	5-7	5-7
Si	< 1.0	< 1.0
Mn	< 1.0	< 1.0
Fe	< 0.75	< 0.75
Ni	< 0.5	< 1.0
C	< 0.35	0.14-0.35
W	< 0.2	-
Al	< 0.1	-
Ti	< 0.1	-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ตารางที่ 2.4 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและแบบรีด (ต่อ)

ธาตุ	แบบหล่อ (ASTM F75)	แบบรีด (ASTM F1573)
B	< 0.01	-
P	< 0.02	-
S	< 0.01	-
N	< 0.25	< 0.25

ตารางที่ 2.5 คุณสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อและแบบรีด [15]

คุณสมบัติ	ASTM F75		ASTM F1537	
	แบบหล่อ	แบบรีด (Annealed)	แบบรีด (Hot Worked)	แบบรีด (Warm Worked)
Tensile Strength (MPa)	655	897	1000	1192
Yield Strength (MPa)	450	517	700	827
Elongation (%)	8	20	12	12
Reductio of Area (%)	8	20	12	12
Hardness (HV)	266-345	260	280	340

- กระบวนการผลิต

สำหรับกระบวนการการแปรรูปโลหะผสม Co-Cr-Mo มี 2 แบบคือ แบบหล่อ (Cast) และแบบรีด (Wrought) โดยมีองค์ประกอบทางเคมีที่คล้ายคลึงกันตามมาตรฐานแสดงดังตารางที่ 2.4 การหล่อเป็นวิธีที่ใช้กันมากที่สุดในการผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์เนื่องจากกระบวนการนี้มีราคาถูก โลหะผสมแบบหล่อมักใช้สำหรับงานที่มีรูปร่างซับซ้อน แต่อย่างไรก็ตามกระบวนการนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของโครงสร้างจุลภาคที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน มีลักษณะโครงสร้างเดนไดรติกแบบหยาดอันเป็นผลมาจากอัตราการเย็นตัวที่ไม่เท่ากัน ซึ่งความไม่เป็นเนื้อเดียวกันนี้สามารถแก้ปัญหาได้โดยการอบด้วยความร้อน ซึ่งในกระบวนการอบคาร์ไบด์บางส่วนจะละลายทำให้วัสดุเป็นเนื้อเดียวกัน สำหรับการผลิตแบบรีดเป็นการผลิต

ที่อาศัยการตีหรือรีดให้เป็นรูปทรงที่ต้องการ ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบรีดใช้สำหรับผลิตอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ที่ต้องการความแข็งแรงสูง แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากโลหะผสมโคบอลต์

โครเมียมโมลิบดีนัมแบบรีดิวซ์มีส่วนผสมของนิกเกิลจำนวนมากซึ่งเป็นองค์ประกอบที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดอาการแพ้ทำให้ไม่นิยมนำมาผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [15]

2.3 ทฤษฎีการกัดกร่อน

การกัดกร่อนเป็นปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติในโลหะและโลหะผสมเมื่อสัมผัสกับสภาพแวดล้อม โดยกระบวนการกัดกร่อนเหล่านี้เกิดจากการนำสินแร่ธรรมชาติที่มีความเสถียรมาถลุงเพื่อให้ได้โลหะบริสุทธิ์ส่งผลให้โลหะเหล่านี้อยู่ในสภาวะไม่เสถียร จึงทำให้เกิดความพยายามที่จะทำให้ตัวเองมีความเสถียรมากขึ้นซึ่งความพยายามเหล่านี้เรียกว่า กระบวนการกัดกร่อน [17-18]

การกัดกร่อนเป็นปัจจัยสำคัญในการออกแบบและการเลือกโลหะและโลหะผสมสำหรับอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในร่างกาย เนื่องจากสารก่อภูมิแพ้หรือสารก่อมะเร็ง เช่น นิกเกิล โคบอลต์ โครเมียม วาเนเดียม และอะลูมิเนียมอาจถูกปล่อยออกเข้าสู่ร่างกายในระหว่างกระบวนการกัดกร่อน ดังนั้นจึงต้องมีการทดสอบวัสดุชีวภาพในด้านการกัดกร่อนและความสามารถในการละลายก่อนจะนำไปผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ [19] ปฏิกิริยาการกัดกร่อนเป็นปฏิกิริยาทางเคมีหรือเคมีไฟฟ้าระหว่างโลหะกับสภาพแวดล้อมที่ทำให้วัสดุเสื่อมสภาพ โดยโลหะส่วนใหญ่จะกัดกร่อนภายใต้สภาพแวดล้อมปกติ [20]

การกัดกร่อนของโลหะ (Corrosion of Metal) สามารถเกิดได้เมื่อมีองค์ประกอบดังนี้

- แอโนด (Anode)
- แคโทด (Cathode)
- อิเล็กโทรไลต์ (Electrolyte)
- ตัวกลางในการถ่ายโอนอิเล็กตรอน (Electron Transfer) หรือให้กระแสไฟฟ้าไหลระหว่างขั้วแอโนด และขั้วแคโทด (Metallic Path)

ในกระบวนการกัดกร่อนจะเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (Oxidation) หรือปฏิกิริยาแอโนดิก (Anodic) ซึ่งเกิดการสูญเสียอะตอมและกลายเป็นไอออนหลุดออกมาในสภาพแวดล้อมดังสมการ [17]



สำหรับปฏิกิริยารีดักชัน (Reduction Reaction) หรือปฏิกิริยาแคโทดิก (Cathodic) เกิดที่ขั้วแคโทด สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 แบบดังนี้ [17-18]

1. มีการเพิ่มขึ้นของไฮโดรเจน (ในสารละลายที่เป็นกรด)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

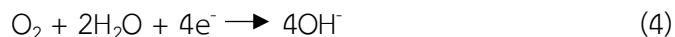
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2. ปฏิกิริยารีดักชันของออกซิเจน (ในสารละลายที่เป็นกรด)



3. ปฏิกิริยารีดักชันของออกซิเจน (ในสารละลายและอัลคาไลน์ที่เป็นกลาง)



4. เกิดรีดักชันของไอออนโลหะ (Metal Deposition)



2.3.1 ประเภทของการกัดกร่อน (Types of Corrosion)

1. การกัดกร่อนแบบจุด (Pitting Corrosion)

การกัดกร่อนประเภทนี้เริ่มเกิดจากบริเวณที่ฟิล์มถูกทำลาย ซึ่งความเสียหายของฟิล์มนี้เกิดจากหลายสาเหตุไม่ว่าจะเป็นแรงกระทำ สารเคมี หรือสิ่งปนเปื้อนในเนื้อโลหะ ทำให้เกิดการกัดกร่อนเป็นหลุมในบริเวณดังกล่าว [22] ซึ่งการกัดกร่อนแบบจุดเป็นการกัดกร่อนที่ก่อให้เกิดความเสียหายและรุนแรงที่สุดและยากที่จะตรวจสอบเพราะมีขนาดเล็ก นอกจากนั้นยังยากที่จะตรวจวัดเชิงปริมาณและตรวจวัดการขยายตัวของสภาพการกัดกร่อนแบบจุดได้ เพราะความลึกและจำนวนของหลุมที่เปลี่ยนแปลงภายใต้สถานะเฉพาะสถานะใดสถานะหนึ่ง บางครั้งอาจใช้เวลานานจึงจะปรากฏสภาพของการกัดกร่อนให้เห็น [21] โดยการกัดกร่อนประเภทนี้มักพบในเหล็กกล้าไร้สนิม [22]

2. การกัดกร่อนในที่อับ (Crevice Corrosion)

การกัดกร่อนในที่อับเป็นการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นเนื่องจากพื้นผิวบนวัสดุมีปริมาณออกซิเจนไม่สม่ำเสมอ ทำให้บริเวณที่มีออกซิเจนน้อยกลายเป็นแอโนดิก การกัดกร่อนประเภทนี้มักพบได้ในบริเวณที่เป็นแนวขอบการประกบของอุปกรณ์ เช่น บริเวณหัวสกรูและแผ่นตามกระดุก บริเวณรอยต่อระหว่างกระดุกเทียม เป็นต้น [22] เหล็กกล้าไร้สนิมชนิด 316L เป็นวัสดุที่มีความไวสูงต่อการเกิดการกัดกร่อนในที่อับเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นที่ใช้กันทั่วไป ซึ่งปัญหาของการกัดกร่อนประเภทนี้สามารถกำจัดได้ด้วยวิธีการออกแบบอุปกรณ์และเลือกใช้อุปกรณ์ที่เหมาะสม [21]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3. การกัดกร่อนแบบกัลวานิก (Galvanic Corrosion)

การกัดกร่อนแบบกัลวานิกเป็นการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นเมื่อมีวัสดุต่างกัน 2 ชนิด มาสัมผัสกันทางกายภาพหรือสัมผัสกับสารละลายที่นำไฟฟ้า ส่งผลให้วัสดุที่มีศักย์ทางไฟฟ้าต่ำกว่าเป็นขั้วแอโนดเกิดการออกซิเดชันขึ้น ในขณะที่วัสดุที่มีศักย์ทางไฟฟ้าสูงกว่าซึ่งเป็นขั้วแคโทดจะมีความต้านทานการกัดกร่อน การกัดกร่อนประเภทนี้มักจะพบได้ในกรณีที่มีการใช้อุปกรณ์ต่างชนิดกัน เช่น การใช้แผ่นด้ามกระดูกที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิมร่วมกับขาเทียมที่ผลิตจากโคบอลต์หรือไทเทเนียม การใช้สกรูไทเทเนียมร่วมกับแผ่นตามเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นต้น สำหรับการป้องกันการกัดกร่อนประเภทนี้สามารถทำได้โดยการใช้พอลิเมอร์คั้นระหว่างรอยต่อของโลหะ 2 ชนิด ซึ่งจะช่วยลดการกัดกร่อนแบบกัลวานิกได้ [21-22]

4. การกัดกร่อนแบบถู (Fretting Corrosion)

การกัดกร่อนแบบถูเกิดขึ้นเนื่องจากการเสียดสีของชั้นฟิล์มบนผิวโลหะ เนื่องจากการเสียดสีอย่างต่อเนื่องในบริเวณรอยต่อระหว่างผิวอุปกรณ์ที่สัมผัสกัน ทำให้บริเวณดังกล่าวสูญเสียฟิล์มบนพื้นผิวและเกิดการกัดกร่อนขึ้น ตัวอย่างของบริเวณที่พบการกัดกร่อนประเภทนี้ได้แก่ รอยต่อระหว่างกระดูกกับสกรูของขาเทียมที่เสียดสีกัน [21-22]

5. การกัดกร่อนร่วมกับความเค้น (Stress Corrosion Cracking)

การกัดกร่อนร่วมกับความเค้นเป็นลักษณะการกัดกร่อนที่เกิดกับโลหะที่อยู่ในสภาวะแวดล้อมที่มีสารกัดกร่อน และมีความเค้นแรงดึงกระทำกับโลหะ ความเค้นนี้อาจเป็นความเค้นตกค้างหรือความเค้นภายนอกที่มากระทำ ความเสียหายที่เกิดจากการกัดกร่อนประเภทนี้พื้นผิวของโลหะอาจจะไม่ถูกกัดกร่อนหรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย แต่ในเนื้อโลหะจะมีรอยร้าวเล็กๆ เกิดขึ้น ตัวอย่างของการกัดกร่อนประเภทนี้ได้แก่ แผ่นตามกระดูกที่ถูกดัดงอทำให้เกิดความเค้นดึงที่ผิวด้านหนึ่งและความเค้นอัดที่ผิวตรงข้าม ส่งผลให้บริเวณนั้นมีสภาวะเป็นแอโนดิกเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณอื่นที่ไม่ดัดงอและเกิดการกัดกร่อนขึ้น [22] ซึ่งโลหะที่ทนต่อการกัดกร่อนประเภทนี้มากที่สุด คือ ไทเทเนียม [8]

2.3.2 การทดสอบการกัดกร่อน (Types of Corrosion Tests)

การทดสอบการกัดกร่อนสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภท ดังนี้

1. การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Testing)

การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มเป็นวิธีการทดสอบที่ใช้กันมากที่สุดเพื่อคำนวณอัตราการกัดกร่อนของโลหะต่าง ๆ ในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน วิธีการทดสอบนี้เป็นการจุ่มโลหะหรือโลหะผสมทั้งหมดลงในสารละลายในช่วงเวลาที่กำหนด [20] โดยมาตรฐานที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบด้วยวิธีการจุ่มคือ ASTM G31 ซึ่งอธิบายเกี่ยวกับขั้นตอนการทดสอบความต้านทานการกัดกร่อนของอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ โดยการวัดผลของการทำการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มตามมาตรฐานจะทำโดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ เมื่อผู้ดูแลเห็นประโยชน์ในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ที่ต้องการวิเคราะห์ว่าการกัดกร่อนมีผลต่อคุณสมบัติเชิงกลหรือไม่ และสุดท้ายเป็นการคำนวณหาอัตราการกัดกร่อน ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสูตร [23]

$$\text{Corrosion Rate (mm/y)} = (K \times W) / (A \times T \times D) \quad (6)$$

- เมื่อ
- K = ค่าคงที่ (ดูได้จากรูปที่ 2.3)
 - T = เวลาในการทดสอบ (ชั่วโมง)
 - A = พื้นที่ชิ้นงานทดสอบ (ตารางเซนติเมตร)
 - W = น้ำหนักที่สูญเสีย (กรัม)
 - D = ความหนาแน่น (กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร)

Corrosion Rate Units Desired	Constant (K) in Corrosion Rate Equation
mils per year (mpy)	3.45×10^6
inches per year (ipy)	3.45×10^3
inches per month (ipm)	2.87×10^2
millimetres per year (mm/y)	8.76×10^4
micrometres per year ($\mu\text{m/y}$)	8.76×10^7
picometres per second (pm/s)	2.78×10^6
grams per square metre per hour ($\text{g/m}^2 \cdot \text{h}$)	$1.00 \times 10^4 \times D^4$
milligrams per square decimetre per day (mdd)	$2.40 \times 10^6 \times D^4$

รูปที่ 2.3 ค่า K ตามมาตรฐาน ASTM G31 [23]

2. การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการพ่นเกลือ (Cabinet Testing หรือ Salt Spray Testing)

การทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการพ่นเกลือเป็นการทดสอบอัตราการกัดกร่อนของโลหะและความต้านทานของสารเคลือบบางชนิดที่ใช้กับโลหะ [20] ซึ่งการเคลือบผิวเป็นกระบวนการที่ใช้ในการป้องกันการเกิดสนิมเพื่อยืดอายุการใช้งานวัสดุ และเพื่อเพิ่มความทนทานต่อการกัดกร่อน ซึ่งมาตรฐานการทดสอบการพ่นเกลือที่ใช้กันมากที่สุดคือ ASTM B117 โดยเครื่องมือที่ใช้สำหรับการทดสอบมีลักษณะเป็นตู้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ใช้พ่นน้ำเกลือ (Fog Chamber) ประกอบไปด้วย หัวพ่นน้ำเกลือ (Spray Nozzle) และที่วางชิ้นงานทดสอบ ส่วนที่เป็นห้องเครื่อง (Machine Chamber) ประกอบไปด้วย ถังใส่น้ำเกลือ (Brine Tank) พร้อมอุปกรณ์ควบคุมระดับน้ำเกลือ เจกวัดความชื้น (Pressure Humidifier) และเครื่องวัดอัตราการพ่นของน้ำเกลือ (Flow Rate Meter) นอกจากนี้ยังมีแผงควบคุมการทำงานของเครื่องที่ใช้ควบคุมอุณหภูมิ ความชื้น ระยะเวลา และลักษณะการพ่นอย่างต่อเนื่องหรือไม่ต่อเนื่องตาม

มาตรฐานที่กำหนด [24]

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3. การทดสอบทางเคมีไฟฟ้า (Electrochemical Tests)

กระบวนการการกัดกร่อนสามารถทำการทดสอบทางเคมีไฟฟ้าเพื่อศึกษากลไกการกัดกร่อนของโลหะและโลหะผสมได้ ซึ่งการทดสอบทางเคมีไฟฟ้าเป็นการทดสอบเพื่อดูลักษณะทางเคมีไฟฟ้าของการกัดกร่อน และความสัมพันธ์เชิงปริมาณระหว่างกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านอิเล็กโทรดและปริมาณของวัสดุที่ละลาย ซึ่งการทดสอบทางเคมีไฟฟ้าที่สามารถใช้ได้ มีดังตารางที่ 2.6 [20]

ตารางที่ 2.6 วิธีการทดสอบทางเคมีไฟฟ้า [20]

ประเภท	วิธีทดสอบ
No Applied Signal	<ul style="list-style-type: none">• Open Circuit or Corrosion Potential• Dissimilar Metal Corrosion (Galvanic Corrosion)• Electrochemical Noise Analysis
Small-Signal Polarization	<ul style="list-style-type: none">• Polarization Resistance (Linear Polarization)• Electrochemical Impedance Spectroscopy
Large-Signal Polarization	<ul style="list-style-type: none">• Potentiostatic and Galvanostatic Polarization• Potentiodynamic and Galvanodynamic Polarization
Scanning Electrode Techniques	<ul style="list-style-type: none">• Potential Scans• Current Scans• Electrochemical Impedance Spectroscopy Scans
Miscellaneous Tests	<ul style="list-style-type: none">• Hydrogen Permeation• Anodized Aluminum Corrosion Test• Electrolytic Corrosion Test• Paint Adhesion on A Scribed Surface• Impedance Test for Anodized Aluminumodized• Critical Pitting Temperature

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2.4 เอ็กซ์เรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์ (X-ray Diffractometer: XRD)

การวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (X-Ray Diffractometer: XRD) เป็นเครื่องมือที่ใช้ศึกษารายละเอียดเกี่ยวกับโครงสร้างผลึกของสารตัวอย่าง เป็นการวิเคราะห์แบบไม่ทำลายสารตัวอย่าง (Non-Destructive Method) โดยใช้หลักการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ที่ตกกระทบหน้าผลึกของสารตัวอย่างที่มุมต่าง ๆ กัน ซึ่งผลการวิเคราะห์ที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับฐานข้อมูลมาตรฐานเพื่อระบุองค์ประกอบของสารตัวอย่าง โดยตัวอย่างแต่ละชนิดจะมีขนาดของ Unit Cell ที่ไม่เท่ากันทำให้รูปแบบของการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ที่ออกมาไม่เท่ากัน

สารตัวอย่างที่เป็นผลึกจะมีการจัดเรียงตัวของอะตอมภายในโครงสร้างอย่างเป็นระเบียบ ซึ่งการจัดเรียงตัวของอะตอมภายในผลึกจะมีลักษณะเป็นระนาบเส้นตรงขนานกัน ซึ่งแต่ละระนาบจะอยู่ห่างกันเป็นระยะ d ซึ่งจะมีค่าแตกต่างกันไปขึ้นกับธรรมชาติของผลึก เมื่อลำรังสีเอ็กซ์ตกกระทบบนผิวหน้าผลึกบางส่วนของรังสีเอ็กซ์เกิดการกระเจิงด้วยชั้นของอะตอมที่ผิวหน้า อีกส่วนหนึ่งจะผ่านไปยังชั้นที่ 2 ซึ่งบางส่วนจะเกิดการเลี้ยวเบนและส่วนที่เหลือจะผ่านไปยังชั้นที่ 3

Bragg ได้อธิบายกลไกการเลี้ยวเบนของรังสีผ่านชั้นอะตอมในผลึก โดยเสนอแนวคิดบนพื้นฐานของการสะท้อนของรังสีเอ็กซ์ว่าผลึกประกอบไปด้วยชั้นหรือระนาบของอะตอมซึ่งสะท้อนคลื่นที่ตกกระทบ โดยที่มุมตกกระทบเท่ากับมุมสะท้อน หากความแตกต่างระหว่างทางเดินคลื่นมีค่าเป็นจำนวนเท่าของความยาวคลื่นที่ตกกระทบ คลื่นจะสะท้อนออกไปดังแสดงในรูปที่ 2.6 รังสีเอ็กซ์ความยาวคลื่นเดียวตกกระทบผิวหน้าของผลึกด้วยมุม θ โดย P, Q และ R แทนระนาบของผลึก โดยระนาบ P สะท้อนรังสี AX เป็นรังสีสะท้อน XD และจะเห็นได้ว่าทางเดินของลำแสง BYE ยาวกว่าทางเดินของลำแสง AXD เป็นระยะทาง $GY+YH$ โดยเรียกว่า ความแตกต่างระหว่างทางเดินคลื่นเป็นไปตามสมการ ดังนี้

$$n\lambda = 2d\sin\theta \quad (7)$$

เมื่อ d คือระยะห่างระหว่างชั้นอะตอม

θ คือ มุมตกกระทบของรังสีเอ็กซ์ที่ทำกับผิวหน้าผลึก

n คือ เลขจำนวนเต็ม

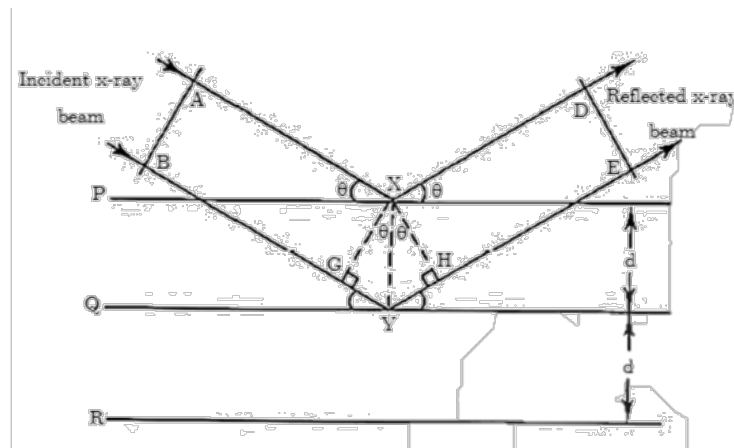
λ คือ ความยาวคลื่นของรังสีเอ็กซ์

โดยเมื่อทราบค่าความยาวคลื่นของรังสีเอ็กซ์ และมุมตกกระทบจะสามารถหาค่าระยะห่างระหว่างชั้นของผลึกและทราบค่าโครงสร้างผลึกได้ สามารถจำแนกได้ว่าสารตัวอย่างนั้นมีโครงสร้างผลึกเป็นอะไรและเป็นสารประกอบใด [27]

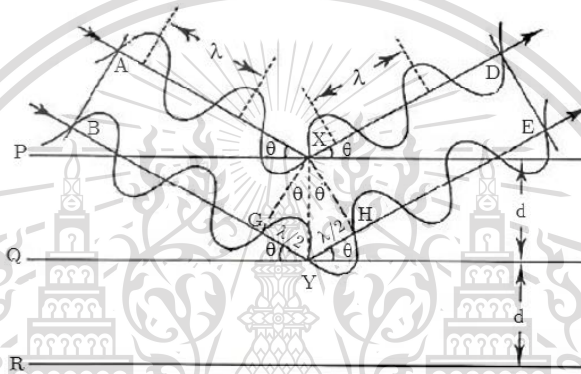
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



(a)



(b)

รูปที่ 2.4 การเลี้ยวเบนของรังสีผ่านชั้นอิเล็กตรอนในผลึกตามกฎของแบรกก์ [28]

2.5 Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)

เทคนิค ICP-OES ใช้ในการวิเคราะห์หาปริมาณธาตุโดยอาศัยหลักการดังนี้ เมื่ออะตอมของธาตุได้รับพลังงานความร้อนจะกลายเป็นอะตอมที่ไม่เสถียรและจะกลับเป็นอะตอมสภาวะปกติที่สภาวะพื้น โดยปล่อยพลังงานแสงออกมา ซึ่งจะผ่านเข้าเครื่องแยกแสงและตรวจหาสัญญาณเพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าแล้วจึงคำนวณเป็นผลวิเคราะห์ โดยมีช่วงการวิเคราะห์หาปริมาณธาตุทั้งปริมาณมากจนถึงระดับปริมาณน้อยๆ ตัวอย่างที่จะนำมาวิเคราะห์นั้นเตรียมในรูปของสารละลายและมีขีดจำกัดของการวัดในระดับส่วนในพันล้านส่วน (Parts Per Billion, ppb) โดยธาตุแต่ละธาตุจะมีความยาวคลื่นที่เกิดจากการดูดกลืนพลังงานและการปลดปล่อยพลังงานเฉพาะของธาตุนั้น

หลักการทำงานของเครื่อง ICP-OES

Inductively Coupled Plasma เป็นแหล่งให้พลังงานกระตุ้นสำหรับ Atomic Emission Spectroscopy ใช้แก๊สอาร์กอนสร้างพลาสมาโดยพลาสมาที่เกิดขึ้นในสภาวะความดันบรรยากาศอยู่ได้ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

โดยรับพลังงานที่ถ่ายเทมาจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดจากการเหนี่ยวนำของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านความถี่วิทยุ แก๊สอาร์กอนที่ไหลผ่าน Torch ซึ่งมีลักษณะเป็นทรงกระบอกทำด้วยแก้วควอตซ์และมีขดลวดเหนี่ยวนำล้อมรอบ ขดลวดนี้จะต่ออยู่กับเครื่องกำเนิดคลื่นความถี่วิทยุ เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าความถี่สูงไปที่ขดลวดเหนี่ยวนำที่ทำด้วยทองแดงกลวงและมีน้ำไหลผ่านเพื่อระบายความร้อนจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้นบริเวณรอบ ๆ ขดลวดเหนี่ยวนำ อิเล็กตรอนอิสระภายใน Torch จะถูกเหนี่ยวนำโดยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ทำให้เคลื่อนที่เป็นวงกลมใน แนวตั้งฉากกับสนามแม่เหล็ก อิเล็กตรอนจะถูกเร่งโดยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดการชนกับอะตอมหรือโมเลกุลของแก๊ส ซึ่งมีผลทำให้แก๊สเกิดการแตกตัวเป็นไอออนและเกิดความร้อนขึ้นอย่างมากเรียกว่า พลาสมา

การส่งผ่านพลังงานไปสู่พลาสมาจะคล้ายคลึงกับหม้อแปลงไฟฟ้า โดยขดลวดเหนี่ยวนำคือขดลวดปฐมภูมิและแก๊สที่แตกตัวแล้วเปรียบเสมือนขดลวดทุติยภูมิ ซึ่งการส่งผ่านพลังงานให้กับอิเล็กตรอนในลักษณะนี้เรียกว่า Inductive Coupling เมื่ออะตอมหรือไอออนถูกกระทำให้อยู่ในสถานะไม่เสถียรโดยใช้พลาสมาเป็นแหล่งให้พลังงาน อะตอมหรือไอออนที่อยู่ในสถานะที่ไม่เสถียรเหล่านั้นจะปล่อยพลังงานแสงที่มีความเข้มข้นเฉพาะตัวออกมา ซึ่งการกระตุ้นและการแตกตัวเป็นไอออนส่วนใหญ่จะเกิดที่อุณหภูมิประมาณ 8,000 K [29]

2.6 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity Test)

การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์จะทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10993-5 โดยอธิบายการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์เพาะเลี้ยงในสถานะหลอดทดลอง และเป็นมาตรฐานการประเมินทางชีววิทยาของอุปกรณ์ทางการแพทย์ โดยวิธีทดสอบที่ใช้ในการประเมินความเป็นพิษต่อเซลล์ได้ระบุตั้งแต่วิธีการสกัดสารตัวอย่าง และปริมาณสารตัวอย่างในการสกัดที่เทียบเคียงเป็นน้ำหนักต่อปริมาตรหรือพื้นที่ต่อตัวอย่างในการตรวจสอบวิเคราะห์ รวมทั้งวิธีวิเคราะห์ การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ตามมาตรฐานนี้มี 3 แบบ คือ Extract Test Direct Contact Test และ Indirect Contact Test ซึ่งแต่ละวิธีมีการกำหนดค่าความเป็นพิษของเซลล์จากการประเมินที่แตกต่างกัน ได้แก่ การประเมินความเสียหายของเซลล์ด้วยวิธีทางสัณฐานวิทยา การวัดความเสียหายของเซลล์ที่มีผลต่อการเผาผลาญของเซลล์ ซึ่งปริณญาณพนธ์ฉบับนี้ใช้วิธี Extract Test ในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test

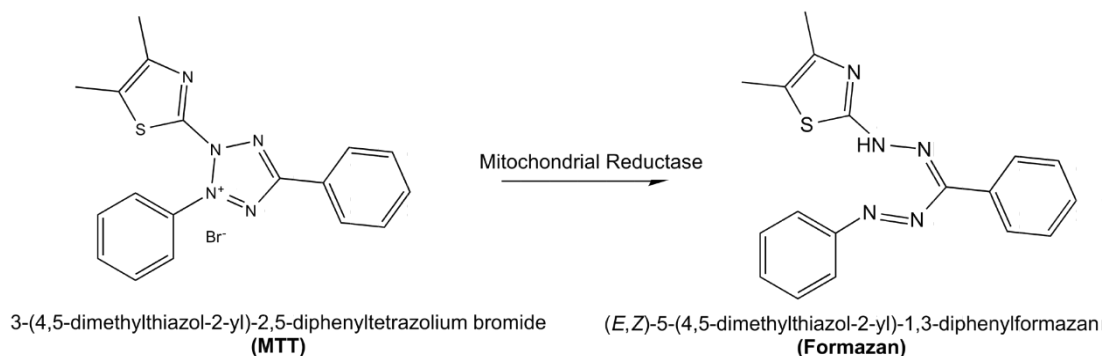
MTT Cytotoxicity Test เป็นวิธีที่ใช้ในการวัดความมีชีวิตของเซลล์หลังจากที่ได้สัมผัสกับสารสกัดตัวอย่างตามเวลาที่เหมาะสม แล้วประเมินความมีชีวิตของเซลล์จากการเปลี่ยนสารละลายสีเหลืองของ MTT ให้เป็นผลึก Formazan ที่มีสีม่วง โดยแสดงดังรูปที่ 2.5 แล้ววัดค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตร หลังจากนั้นคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตของเซลล์ตามสมการที่ 8 โดยถ้าค่าความมีชีวิตของเซลล์ที่สัมผัสกับสารทดสอบมีค่ามากกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ของตัวควบคุมที่เป็นอาหารเลี้ยงเซลล์จะยอมรับได้ว่าสารตัวอย่างนั้นไม่เป็นพิษและสามารถนำไปใช้ได้อย่างปลอดภัย [30]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่เผยแพร่เพื่อประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

$$\text{Viability (\%)} = 100 \times \text{OD}_{570} \text{ Sample} / \text{OD}_{570} \text{ Blank (Control)} \quad (8)$$



รูปที่ 2.5 โครงสร้าง MTT [31]

2.7 การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance)

การวิเคราะห์ความแปรปรวนเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับความแตกต่างของค่าเฉลี่ยกรณีประชากรมากกว่า 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 1 คู่ที่มีค่าแตกต่างกัน ซึ่งอาจจะเป็น $\mu_1 \neq \mu_2$ หรือ $\mu_1 \neq \mu_3$ หรือ $\mu_2 \neq \mu_3$ หรือ $\mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$ ก็ได้ ซึ่งการทดสอบว่าค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มใดไม่เท่ากันนั้นเรียกว่าการเปรียบเทียบเชิงพหุ (Multiple Comparison) โดยจะกล่าวรายละเอียดต่อไป การวิเคราะห์ความแปรปรวนมีด้วยกันหลายประเภท ซึ่งในบริภูณานิพนธ์ฉบับนี้จะกล่าวถึงการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA)

2.7.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA)

การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวเป็นการศึกษาปัจจัยหรือแฟกเตอร์ (Factor) ที่มีผลทำให้ข้อมูลแตกต่างกันเพียงปัจจัยเดียว โดยที่ปัจจัยนั้นอาจมีหลายระดับ ซึ่งเรียกระดับต่างๆของปัจจัยว่าทรีทเมนต์ (Treatment) ดังนั้นจึงเป็นการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลในระดับต่างๆของปัจจัย โดยถือว่าข้อมูลที่ได้รับปัจจัยระดับเดียวกันมาจากประชากรเดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2.7.2 หลักการของ One-Way ANOVA

หลักเกณฑ์ที่สำคัญในการวิเคราะห์ความแปรปรวน คือแบ่งความแปรปรวนของข้อมูลทั้งหมดออกตามสาเหตุที่ทำให้ข้อมูลแตกต่างกัน คือความแปรปรวนภายในกลุ่ม (Within Group) และความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Between Group) โดยที่ [32]

$$\text{ความแปรปรวนรวม} = \text{ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม} + \text{ความแปรปรวนภายในกลุ่ม} \quad (9)$$

1. ลักษณะของตารางข้อมูล

ลักษณะของข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว เป็นดังนี้

ตารางที่ 2.7 ตารางข้อมูลทั่วไป [32]

		ทรีทเมนต์ (treatment)				
		1	2	3	...	k
	X_{11}	X_{21}	X_{31}	...	X_{k1}	
	X_{12}	X_{22}	X_{32}	...	X_{k2}	
	X_{13}	X_{23}	X_{33}	...	X_{k3}	
	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 แทนผลรวมข้อมูลทั้งหมด
 \bar{X}_i แทนค่าเฉลี่ยของข้อมูลทรีทเมนต์ที่ i
 \bar{X} แทนค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด
 k แทนจำนวนทรีทเมนต์
 N แทนจำนวนข้อมูลทั้งหมด เท่ากับ $n_1 + n_2 + n_3 + \dots + n_k$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

เนื่องจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวเป็นการศึกษาอิทธิพลของปัจจัยเดียวที่มีผลทำให้ค่าสังเกตแตกต่างกัน นั่นคือข้อมูลมีความแตกต่างเนื่องจากกลุ่มที่แตกต่างกันเท่านั้น ดังนั้นการวิเคราะห์จึงแบ่งความแปรปรวน ของข้อมูลเป็นดังนี้

- ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Between Groups Sum of Square) เขียนแทนด้วย สัญลักษณ์ SSB เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดจากการที่ค่าเฉลี่ยของตัวอย่างในแต่ละกลุ่มแตกต่างจากค่าเฉลี่ยรวมโดยที่

$$SSB = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (10)$$

- ความแปรปรวนภายในกลุ่ม (Within Group Sum of Square) เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ SSE เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดขึ้นภายในกลุ่มแต่ละกลุ่มซึ่งไม่ทราบสาเหตุว่าเป็นความแปรปรวนที่เกิดจากสาเหตุใด ในบางครั้งจึงเรียกว่า ความคลาดเคลื่อน (Error Sum of Square) โดยที่

$$SSE = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_{ij} - \bar{x}_i)^2 \quad \text{และ} \quad SSE = SST - SSB \quad (11)$$

- ความแปรปรวนรวม (Total Sum of Square) เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ SST เป็นการพิจารณาความแปรปรวนที่เกิดจากค่าสังเกตแต่ละค่าแตกต่างจากค่าเฉลี่ยรวม โดยที่

$$SST = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_{ij} - \bar{x})^2 \quad \text{และ} \quad SST = SSB + SSE \quad (12)$$

2. เงื่อนไขของการวิเคราะห์ความแปรปรวน

ในการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนมีเงื่อนไข ดังนี้

- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ทดสอบในแต่ละกลุ่มจะต้องมีการแจกแจงแบบปกติ
- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ทดสอบจะต้องมีความแปรปรวนเท่ากัน
- กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกลุ่มจะต้องเป็นอิสระต่อกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3. สมมติฐานในการทดสอบ

กำหนด μ_1 แทนค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มที่ 1

μ_2 แทนค่าเฉลี่ยของประชากรกลุ่มที่ 2

⋮

μ_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

ตัวสถิติในการทดสอบ คือ $F = \frac{MSB}{MSE}$ (13) ซึ่งคำนวณจากตารางการวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance Table) หรือเรียกว่า ANOVA ดังนี้

ตารางที่ 2.8 ตาราง ANOVA [32]

แหล่งความแปรปรวน (Source of Variation)	องศาอิสระ (df)	ผลรวมกำลังสอง (Sum of Square) (SS)	ผลรวมกำลังสองเฉลี่ย (Mean of Square) $\left(MS = \frac{SS}{df} \right)$	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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2.7.3 การเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple Comparison)

เทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนเป็นการทดสอบว่าจะมีค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มแตกต่างกันหรือไม่ ถ้าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Significant) ก็จะบอกเพียงว่ามีค่าเฉลี่ยอย่างน้อย 1 คู่ที่มีค่าแตกต่างกัน แต่จะไม่บอกว่าเป็นคู่ใด ซึ่งเราจะต้องทำการทดสอบหลังการวิเคราะห์โดยใช้วิธีการเปรียบเทียบพหุคูณ ซึ่งมีหลายวิธีด้วยกัน ปรินซิเพิลฉบับนี้จะขอกกล่าวเพียงบางวิธีที่นิยมใช้ ดังนี้ [31]

2.7.3.1 วิธี Least-Significant Different (LSD)

วิธีการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ LSD หรือ Fisher's Least - Significant Different เป็นเทคนิคที่ R.A. Fisher ได้พัฒนาขึ้นเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยประชากรครั้งละหลายคู่ โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. คำนวณค่า LSD โดยที่
$$LSD = t_{\frac{\alpha}{2}, n-k} \sqrt{MSE \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)} \quad (14)$$

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

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

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

2.7.3.2 วิธี Turkey's Honestly Significant Different (HSD)

เป็นวิธีการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยประชากรที่ตัวอย่างแต่ละชุดมีขนาดเท่ากัน โดยมีสูตรของ Diekhoff ดังนี้

$$HSD = q_{\alpha, k, df} \sqrt{\frac{MSE}{n}} \quad (15)$$

โดยที่ $k =$ จำนวนกลุ่ม $df = n - k$ และค่า q เปิดได้จากตารางค่าวิกฤตของ Studentized Rough Statistic ขั้นตอนมีดังนี้

1. คำนวณค่า HSD

2. คำนวณค่า $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$

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

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

2.7.3.3 วิธี The Sheffe's Post Hoc Comparison (Sheffe')

การเปรียบเทียบพหุคูณโดยวิธี Sheffe จะใช้ในกรณีที่ตัวอย่างแต่ละชุดมีขนาดเท่ากันหรือไม่เท่ากันก็ได้ โดยมีสูตรดังนี้

$$S = \sqrt{F_{(\alpha, df_b, df_w)}(k-1)} \sqrt{MSE \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)} \quad (16)$$

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 $\mu_i = \mu_j$

2.8 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย การศึกษาผลของการเติมซิลิคอนลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมจึงมีความสำคัญ โดยมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้

2.8.1 การเติมซิลิคอนในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

ในงานวิจัยของ Tunthawiroon และ Chiba [16] ได้ศึกษาผลของความเข้มข้นของซิลิคอนต่อโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมแบบหล่อ โดยมีการเติมซิลิคอนที่ความเข้มข้นเท่ากับ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมตามมาตรฐาน ASTM F75 โดยการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมจะใช้วิธีการวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM) และการทดสอบสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมโดยจะเป็นการทดสอบความแข็งและความต้านทานแรงดึงของวัสดุซึ่งการทดสอบความแข็งจะใช้เครื่อง Vickers Micro Hardness Tester โดยทำการวัด 5 ครั้งต่อชิ้นงาน และสำหรับการทดสอบแรงดึงจะใช้เครื่องทดสอบแรงดึง (Tensile Testing Machine) หลังจากนั้นชิ้นงานจะถูกตรวจสอบทางสัณฐานวิทยาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM) ซึ่งจากการทดสอบพบว่าโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมีสารประกอบเชิงโลหะ (Intermetallic Phase) เกิดขึ้นที่ความเข้มข้นของซิลิคอนเท่ากับ 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการเพิ่มขึ้นของซิลิคอนมีผลต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้า
ไม่ว่าการเพิ่มหรือการลบเนื้อหาใดๆก็ตาม สำหรับผลที่ได้จากการทดสอบความแข็งและความต้านทานแรงดึง

พบว่าความเข้มข้นของซิลิคอนที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้การต้านทานแรงดึงลดลง และเพิ่มความแข็งของวัสดุส่งผลให้วัสดุเปราะมากขึ้น

ในงานวิจัยของ Georgiana และคณะ [33] ได้ศึกษาผลของความเข้มข้นของซิลิคอนต่อโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โดยเป็นการเติมซิลิคอนที่มีความเข้มข้น 1.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม โดยการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมจะใช้กล้องจุลทรรศน์ตรวจสอบจุลภาคโลหะ (Metallographic Microscope) และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่ติดตั้งเครื่องตรวจจับรังสีเอ็กซ์ (EDX) นอกจากนี้ยังมีการวิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) เพื่อตรวจสอบประกอบและเฟสบนพื้นผิวของโลหะผสม และการทดสอบสมบัติเชิงกลของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมจะเป็นการวัดความต้านทานแรงดึงและความแข็งของวัสดุ ซึ่งการทดสอบความต้านทานแรงดึงจะใช้เครื่องทดสอบแรงดึง (Universal Testing Machine) ตามมาตรฐาน ISO 6892-1 และการทดสอบความแข็งจะใช้เครื่องวัดค่าความแข็ง (Wilson Wolpert Universal Hardness Tester) โดยใช้แรงวัด 9.81 นิวตัน และใช้เวลาทดสอบ 12 วินาที โดยทำการวัดทั้งหมด 3 ครั้งสำหรับโลหะแต่ละชิ้น ซึ่งจากการทดสอบพบว่าความเข้มข้นของซิลิคอนที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้วัสดุมีความแข็งเพิ่มขึ้น และมีการก่อตัวของคาร์ไบด์ $M_{23}C_6$ เพิ่มขึ้นด้วย แต่ความต้านทานแรงดึงและค่าการยืดตัวลดลง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินงานของการศึกษาผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย ซึ่งขั้นตอนในการดำเนินงานมีดังหัวข้อต่อไปนี้

1. ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test)
2. ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity Test)

3.1 ขั้นตอนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test)

3.1.1 วัสดุที่ใช้ในการทดลอง

ชิ้นงานที่ใช้ทดสอบเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo-xSi Alloys) แบบหล่อตามมาตรฐาน ASTM F75 โดย x คือความเข้มข้นของซิลิคอนเท่ากับ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ซึ่งองค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo-xSi Alloys) ที่ใช้ทดสอบแสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม (Co-Cr-Mo-xSi Alloys)

องค์ประกอบของโลหะผสม(wt%)	Co	Cr	Mo	Si	Mn	C	N
Co-Cr-Mo-0.1Si	Bal	27.5	6.10	0.156	0.614	0.056	0.135
Co-Cr-Mo-0.5Si	Bal	28.1	6.15	0.466	0.521	0.054	0.148
Co-Cr-Mo-1.0Si	Bal	28.2	6.17	0.966	0.593	0.054	0.128
Co-Cr-Mo-3.0Si	Bal	27.1	5.89	3.167	0.75	0.067	0.101
Co-Cr-Mo-5.0Si	Bal	27.6	6.03	4.445	0.55	0.034	0.111

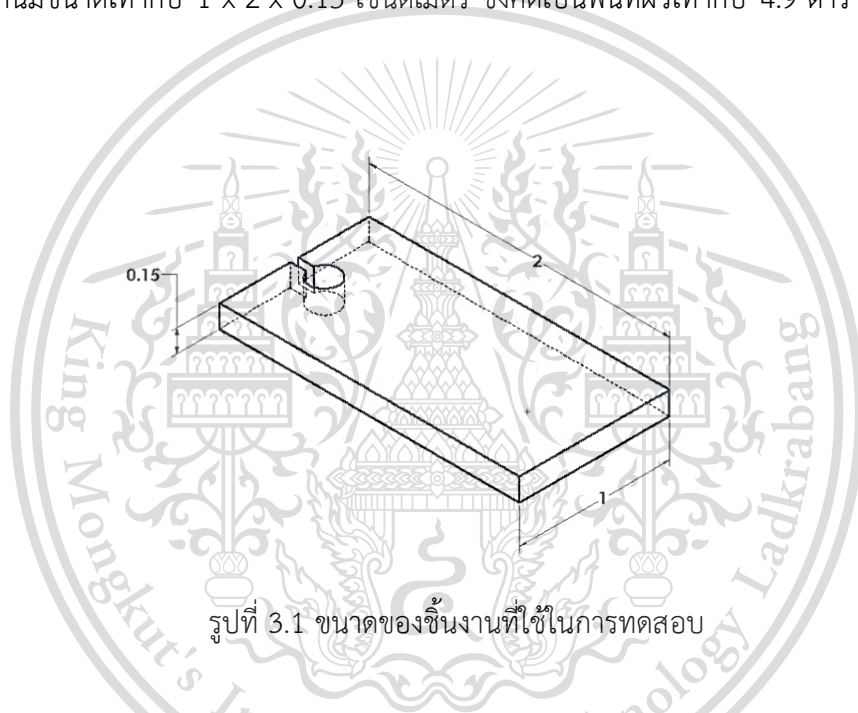
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3.1.2 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

สำหรับขั้นตอนการเตรียมชิ้นงานทดสอบจะเริ่มจากการขัดชิ้นงานทดสอบด้วยกระดาษทรายเบอร์ 800 1200 และ 2500 ตามลำดับ นำชิ้นงานทดสอบมาขัดด้วยผงขัดอลูมินาขนาด 1 ไมครอน ทำความสะอาดชิ้นงานทดสอบด้วยเอทานอลแล้วเป่าให้แห้ง เมื่อเสร็จสิ้นขั้นตอนการขัดแล้วจึงนำชิ้นงานทดสอบไปทำสัญลักษณ์บนพื้นผิวเพื่อความสะดวกในการถ่ายภาพพื้นผิวก่อนและหลังการทดลองให้อยู่ในตำแหน่งเดียวกันด้วยเครื่อง Micro Vicker Hardness โดยใช้แรงกด 1 kg เป็นเวลา 10 วินาที หลังจากนั้นนำชิ้นงานทดสอบมาวัดขนาด ชั่งน้ำหนัก และส่องดูพื้นผิวของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์ก่อนทำการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) โดยขนาดของชิ้นงานทดสอบที่วัดได้หลังจากการเตรียมชิ้นงานมีขนาดเท่ากับ $1 \times 2 \times 0.15$ เซนติเมตร ซึ่งคิดเป็นพื้นที่ผิวเท่ากับ 4.9 ตารางเซนติเมตร ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ขนาดของชิ้นงานที่ใช้ในการทดสอบ

3.1.3 การเตรียมสารละลาย

สำหรับการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) มีสารละลายที่ใช้ในการทดลองทั้งหมด 3 ชนิด ได้แก่ น้ำลายเทียม (Artificial Saliva) เลือดเทียม (Artificial Plasma) และของเหลวในร่างกายเทียม (Body Fluids) โดยมีองค์ประกอบทางเคมีของสารละลายตามมาตรฐานที่กำหนดไว้แสดงดังตารางที่ 3.2 ซึ่งมีวิธีการเตรียมสารละลาย ดังนี้

1. ใช้ช้อนตักสารเคมีลงในจานพลาสติกชั่งสาร เพื่อชั่งสารเคมีแต่ละชนิดตามปริมาณที่กำหนดตามตารางที่ 3.2 จากนั้นเทสารเคมีลงในบีกเกอร์

2. เติมน้ำที่ปราศจากไอออน (น้ำ DI) ลงไป 100 มิลลิลิตร เพื่อทำละลาย

3. คนสารเคมีให้เข้ากันโดยใช้แท่งแม่เหล็กกวนสาร (Magnetic Stirring Bars)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในเพื่อการวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เทสารละลายใส่ขวดบรรจุแล้วเติมน้ำปราศจากไอออนลงในสารละลายจนมีปริมาณ 1,000 มิลลิลิตร

ตารางที่ 3.2 ส่วนประกอบทางเคมีของสารละลายที่ใช้ในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) [49-50]

สารเคมี	ISO 10993-15		ISO 23317
	น้ำลายเทียม	เลือดเทียม	ของเหลวในร่างกายเทียม
NaCl	0.700 g/l	6.800 g/l	8.036 g/l
Na ₂ HPO ₄	0.260 g/l	0.126 g/l	-
Na ₂ H ₂ PO ₄	-	0.026 g/l	-
NaHCO ₃	1.500 g/l	2.200 g/l	0.352 g/l
Na ₂ SO ₄	-	-	0.072 g/l
KCl	1.200 g/l	0.400 g/l	0.225 g/l
KH ₂ PO ₄	0.200 g/l	-	-
KSCN	0.330 g/l	-	-
CaCl ₂	-	0.200 g/l	0.293 g/l
MgSO ₄	-	0.100 g/l	-
KH ₂ PO ₄ • 3H ₂ O	-	-	0.230 g/l
MgCl ₂ • 6H ₂ O	-	-	0.311 g/l
1.0 M-HCl	-	-	40 ml
TRIS (C ₂ H ₁₁ NO ₃)	-	-	6.063 g/l
DI water	1000 ml	1000 ml	960 ml

3.1.4 ทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test)

สำหรับขั้นตอนในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) เริ่มจากการใช้ฟอร์เซปนำชิ้นงานทดสอบที่เตรียมไว้ใส่ลงในหลอดทดลองขนาด 15 มิลลิลิตร จากนั้นใช้ไซริงค์ดูดสารละลายที่เตรียมไว้ในข้อที่ 3.1.3 ปริมาณ 5 มิลลิลิตร ลงในหลอดทดลอง จากนั้นปิดฝาหลอดทดลองให้สนิท แล้วใส่ลงในเครื่องควบคุมอุณหภูมิ (Refrigerated Circulating Water bath) กดปุ่ม Heating และ Cooling เพื่อทำการควบคุมอุณหภูมิในการทดสอบให้เท่ากับ 37 °C ± 1 จากนั้นทำการแช่ชิ้นงานเป็นเวลา 35 วัน

หรือ 5 สัปดาห์ เมื่อครบกำหนดจึงนำหลอดทดลองออกมาจากเครื่องควบคุมอุณหภูมิ แล้วใช้ฟอซเซปนำชิ้นงานออกจากหลอดทดลองเพื่อทำความสะอาดด้วยเอทานอล เป่าให้แห้งแล้วจึงนำชิ้นงานไปวิเคราะห์ต่อไป

3.1.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

สำหรับการวิเคราะห์ผลการทดลองหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) จะแบ่งออกเป็นการวิเคราะห์เชิงคุณภาพ และการวิเคราะห์เชิงปริมาณ โดยการวิเคราะห์เชิงคุณภาพจะเป็นการวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบ การวิเคราะห์เชิงปริมาณจะเป็นการวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบ การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของสารประกอบบนพื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometer) และการวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียบหลังการทดสอบด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES) โดยมีรายละเอียดขั้นตอนการวิเคราะห์ดังนี้

3.1.5.1 การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ

การวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวชิ้นงานเป็นการวิเคราะห์พื้นผิวก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) ด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ (3D Measuring Laser Microscope) โดยการถ่ายภาพจะใช้โปรแกรม Data Acquisition Application เพื่อถ่ายภาพที่กำลังขยาย 10X ซึ่งตำแหน่งที่ถ่ายภาพจะใช้ตำแหน่งที่ได้ทำสัญลักษณ์ไว้ก่อนการทดลองเพื่อเปรียบเทียบพื้นผิวที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานหลังการทดลองในตำแหน่งเดียวกัน

3.1.5.2 การวิเคราะห์เชิงปริมาณ

- การวิเคราะห์ด้วยการชั่งน้ำหนักชิ้นงาน

สำหรับการวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม (Immersion Test) จะทำโดยการนำชิ้นงานไปชั่งน้ำหนักด้วยเครื่องชั่งที่มีทศนิยม 4 ตำแหน่ง หลังจากนั้นทำการบันทึกผลที่ได้จากการชั่งน้ำหนัก เพื่อเปรียบเทียบน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปหลังจากการทดลอง และนำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Microsoft Excel

- การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD)

สำหรับขั้นตอนในการวิเคราะห์ชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม โดยใช้เทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometer) มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. นำชิ้นงานที่ใช้ทดสอบไปติดบนกระจกสไลด์ด้วยดินน้ำมันวิทยาศาสตร์ จากนั้นกดให้ชิ้นงานทดสอบขนานกับกระจก

2. นำกระจกสไลด์สอดเข้าไปที่ตัวจับชิ้นงานภายในเครื่อง X-ray Diffractometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนักผู้ใดเห็นประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3. จากนั้นทำการวิเคราะห์โดยใช้ Cu-K α เป็นแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ ใช้กระแสไฟฟ้า 10 mA และใช้แรงดันไฟฟ้า 15 kV จากนั้นทำการตรวจวัดด้วยมุม 2θ ในช่วง 20 ถึง 70 องศา โดยใช้ความเร็ว 5 องศาต่อนาที จากนั้นจะได้ข้อมูลเป็นเส้นสเปกตรัมที่เป็นความสัมพันธ์ระหว่างค่า Intensity (cps) ในแกน y และค่า 2θ ในแกน x

- การวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)

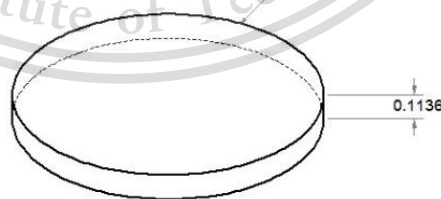
สำหรับขั้นตอนในการทดสอบเพื่อวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมเริ่มจากการนำสารละลายหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม ปริมาณ 5 มิลลิลิตร ใส่ลงในเครื่อง ICP-OES เพื่อทำการวิเคราะห์ โดยผลที่ได้จะเป็นปริมาณของธาตุโคบอลต์ (Co) โครเมียม (Cr) โมลิบดีนัม (Mo) และซิลิกอน (Si) ในหน่วย ppm (Part Per Million)

3.2 ขั้นตอนการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic Test)

วิธีการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxic Test) ด้วยวิธี Extract test โดยใช้เทคนิค MTT Cytotoxicity Test ซึ่งอ้างอิงตามมาตรฐาน ISO 10993-5 โดยมีขั้นตอนการในการทดสอบดังนี้

3.2.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

สำหรับขั้นตอนในการเตรียมชิ้นงานทดสอบจะเริ่มจากการขัดชิ้นงานทดสอบด้วยกระดาษทรายเบอร์ 800 1200 และ 2500 ตามลำดับ และวัดขนาดของชิ้นงานด้วยไมโครมิเตอร์ดิจิทัล ซึ่งขนาดของชิ้นงานทดสอบที่วัดได้มีรัศมีประมาณ 0.6280 เซนติเมตร และมีความหนาประมาณ 0.1136 เซนติเมตร ซึ่งคิดเป็นพื้นที่ผิวเท่ากับประมาณ 2.9277 ตารางเซนติเมตร ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ขนาดของชิ้นงานที่ใช้ทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3.2.2 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test

สำหรับขั้นตอนในการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test มีขั้นตอนดังนี้

1. นำชิ้นงานทดสอบไปแช่ในอาหารเลี้ยงเซลล์และทำการบ่มเป็นเวลา 24 ชั่วโมงที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
2. นำเซลล์ L929 (Mouse Fibroblast Cell Line) ที่เพาะเลี้ยงมาย่อยสลายด้วยเอนไซม์ (Trypsin/EDTA) และเหวี่ยงจนเกิดเป็นสารแขวนลอยขึ้น หลังจากนั้นสารแขวนลอยของเซลล์จะถูกนำมาทำให้มีความหนาแน่น 1×10^5 เซลล์ต่อมิลลิลิตร
3. นำปิเปตแบบหลายช่องจ่ายอาหารเลี้ยงเซลล์ลงในจานหลุม (96 Well Plate) ปริมาณ 100 ไมโครลิตร แล้วใส่สารแขวนลอยของเซลล์ที่ได้จากข้อ 2 ที่มีความหนาแน่น 1×10^5 เซลล์ต่อมิลลิลิตร จำนวน 100 ไมโครลิตร ลงในจานหลุม (1×10^4 เซลล์ต่อหลุม) และทำการบ่มเซลล์เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
4. เมื่อครบ 24 ชั่วโมงจึงนำอาหารที่ใช้เลี้ยงเซลล์ออก หลังจากนั้นใส่อาหารเลี้ยงเซลล์ที่ได้จากการแช่ชิ้นงานทดสอบในข้อ 1 ลงในหลุมจำนวน 100 ไมโครลิตรต่อหลุม แล้วบ่มเซลล์ต่อเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
5. นำงานทดสอบไปส่องกล้องจุลทรรศน์เพื่อประเมินสัณฐานวิทยาของเซลล์เพาะเลี้ยง หลังจากนั้นนำอาหารเลี้ยงเซลล์ออกจากจานหลุม และเติมสารละลาย MTT จำนวน 50 ไมโครลิตรลงไป ทำการบ่มต่อเป็นเวลา 2 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่มีปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ 5%
6. นำสารละลาย MTT ออกและเติม Isopropanol ปริมาณ 100 มิลลิลิตรต่อหลุม จากนั้นทำการแกว่งและนำไปตรวจจับค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตรด้วยเครื่องไมโครเพลทรีดเดอร์ (Microplate Reader)
7. นำค่าการดูดกลืนแสงที่ได้ไปวิเคราะห์ผล เพื่อคำนวณหาเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ โดยใช้สมการที่ 8

3.2.3 การวิเคราะห์ข้อมูลการมีชีวิตอยู่ของเซลล์

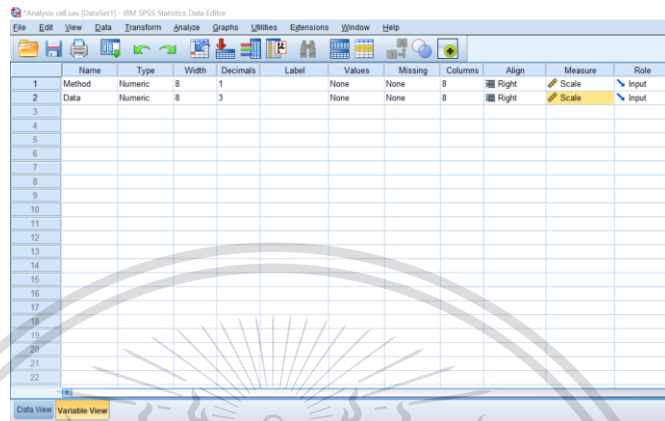
การวิเคราะห์ข้อมูลการมีชีวิตอยู่ของเซลล์จะใช้เทคนิคการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ $\alpha = 0.05$ ด้วยโปรแกรม Statistical Package for Social Science (SPSS) เพื่อทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด 6 กลุ่ม ได้แก่ เซลล์ที่ใช้อาหารเลี้ยงเซลล์ปกติ และเซลล์ที่ใช้อาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลในโปรแกรม SPSS มีดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

1. เปิดโปรแกรม SPSS ไปที่ Variable View เพื่อสร้างตัวแปร โดยสร้างตัวแปร Method เพื่อเก็บข้อมูลชนิดของอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ใช้ทดสอบทั้ง 6 แบบ และตัวแปร Data เพื่อเก็บค่าการดูดกลืนแสงที่ตรวจจับได้ แสดงดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 การสร้างตัวแปรในโปรแกรม Statistical Package for Social Science

2. นำข้อมูลของค่าดูดกลืนแสงจากการตรวจจับไปจัดเรียงใน Data View โดยช่อง Method จะเรียงข้อมูลจากเซลล์ที่ใช้อาหารเลี้ยงเซลล์แบบปกติ และเซลล์ที่ใช้อาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก ตามลำดับ แสดงดังรูปที่ 3.4

Method	Data
1	0.439
2	0.435
3	0.448
4	0.504
5	0.490
6	0.370
7	1.404
8	1.499
9	1.440
10	1.725
11	1.629
12	1.516
13	5.594
14	5.619
15	5.722
16	5.488
17	5.581
18	5.508
19	1.0548
20	1.0467
21	1.0516

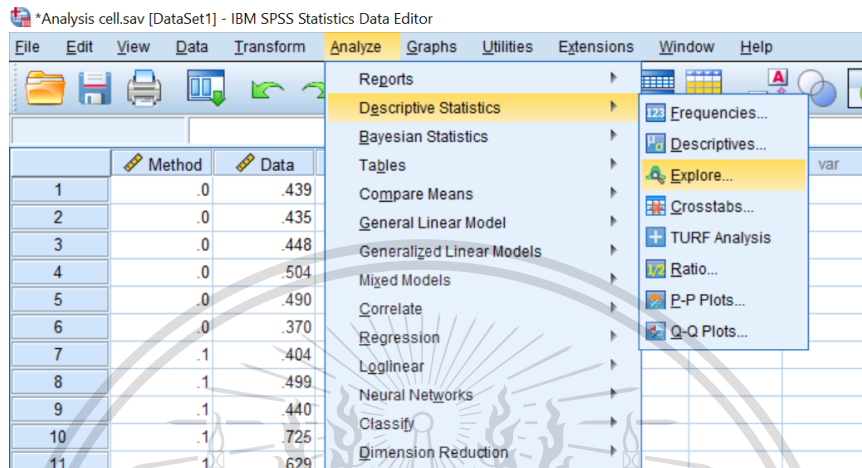
รูปที่ 3.4 การใส่ข้อมูลในโปรแกรม Statistical Package for Social Science

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

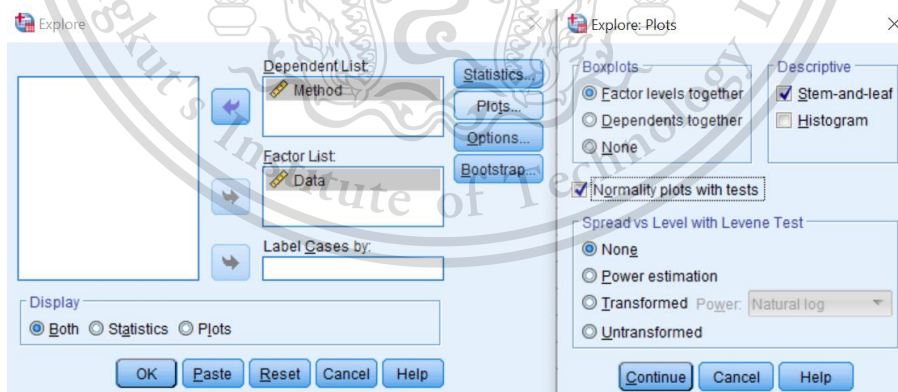
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3. ทำการวิเคราะห์ที่ลักษณะการแจกแจงของข้อมูล โดยเลือกที่เมนู Analyze เลือกฟังก์ชัน Descriptive Statistics การนั้นคลิกที่ Explore เพื่อเข้าสู่หน้าต่างคำสั่งเพื่อตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล แสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การเลือกคำสั่งตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูล

4. เลือกตัวแปร Data เป็น Dependent list และเลือกตัวแปร Method เป็น Factor List จากนั้นคลิกที่ Plots เลือก Normality Plots with Tests กด Continue และ OK เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการแจกแจงของข้อมูล แสดงดังรูปที่ 3.6



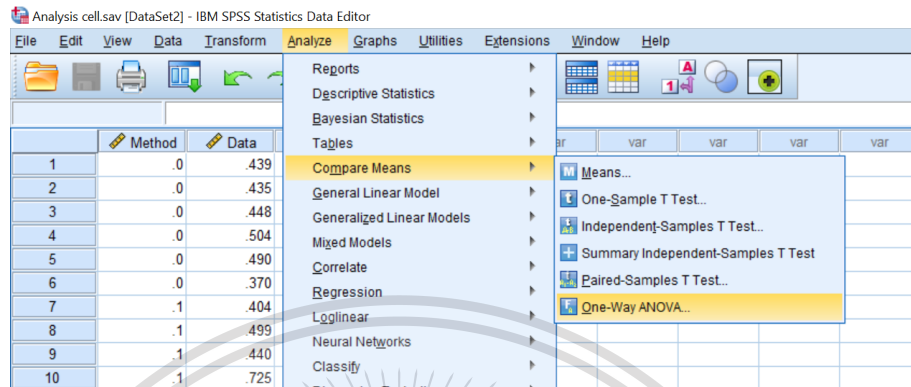
รูปที่ 3.6 การเลือกตัวแปรและเลือกคำสั่งวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

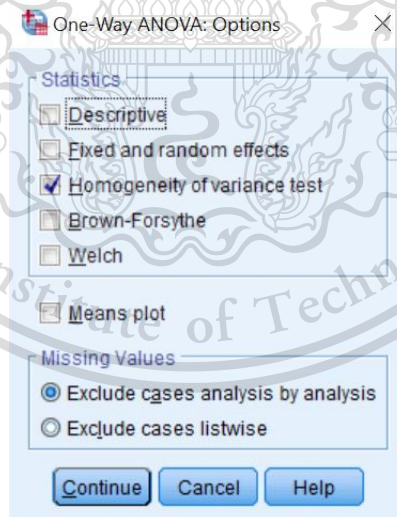
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

5. ทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล โดยไปที่เมนู Analyze เลือก Compare Means และคลิกที่ One-Way ANOVA แสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล

6. เลือกตัวแปร Data เป็น Dependent List และเลือกตัวแปร Method เป็น Factor List จากนั้นเลือก Options และคลิก Homogeneity of Variance Test เพื่อวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล แสดงดังรูปที่ 3.8



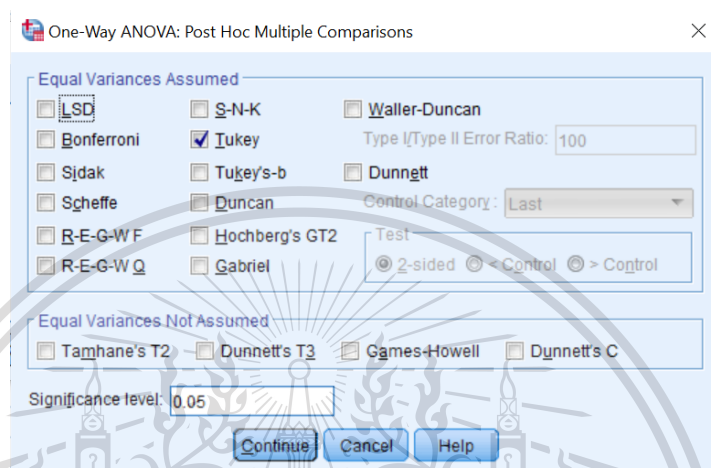
รูปที่ 3.8 การเลือกคำสั่งวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

7. วิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) โดยคลิกที่เมนู Analyze เลือก Compare Means และคลิกที่ One-Way ANOVA จากนั้นกำหนดวิธีการเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple Comparisons) โดยคลิกที่ Post และเลือกวิธีวิเคราะห์แบบ Tukey ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ $\alpha = 0.05$ จากนั้นคลิก Continue และคลิก OK แสดงดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 การเลือกวิธีการเปรียบเทียบในการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

สำหรับอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกายของปรียูนิอันพันธ์ฉบับนี้ แสดงดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>โลหะผสม Co-Cr-Mo ที่มีความเข้มข้นของ Si เท่ากับ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก จำนวน 30 ชิ้น</p>
	<p>โลหะผสม Co-Cr-Mo ที่มีความเข้มข้นของ Si เท่ากับ 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก จำนวน 5 ชิ้น</p>
	<p>กระดาษทราย เบอร์ 800 1200 และ 2500</p>
	<p>เครื่องวัดชิ้นงาน ยี่ห้อ Struers รุ่น Labopol-1</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ตารางที่ 3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>ผงอลูมินา (Aluminum Oxide) ขนาด 1 ไมครอน</p>
	<p>เครื่องวัดชิ้นงานละเอียด ยี่ห้อ METKON รุ่น DIGISET-2V</p>
	<p>เครื่อง Micro Vickers Hardness ยี่ห้อ MITUTOVO รุ่น HM Series</p>
	<p>เครื่องชั่งดิจิตอล ยี่ห้อ SARTORIUS รุ่น BSA224S-CW</p>
	<p>เครื่องชั่งดิจิตอล ยี่ห้อ CITIZON รุ่น CY 420</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)





ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เครื่องกวนสารด้วยแท่งแม่เหล็กและแท่งแม่เหล็ก (Magnetic Stirring Bars) ยี่ห้อ FOUR E'S Scientific รุ่น MI0102003</p>
	<p>บีกเกอร์ ขนาด 100 มิลลิลิตร</p>
	<p>ฟอร์เซป</p>
	<p>ไซริงค์ (String) ขนาด 5 มิลลิลิตร</p>
	<p>หลอดทดลองขนาด 15 มิลลิลิตร</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ตารางที่ 3.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ภาพตัวอย่างอุปกรณ์	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง
	<p>เครื่อง Refrigerated Circulating Water Bath ยี่ห้อ NESLAB รุ่น RTE-111</p>
	<p>ไมโครมิเตอร์ดิจิทัล (Micrometer Digital)</p>
	<p>เครื่อง X-ray Diffractometer ยี่ห้อ Rigaku รุ่น MiniFlex</p>
	<p>เครื่องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ (3D Measuring Laser Microscope) ยี่ห้อ OLYMPUS รุ่น LEXT OLS5000</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการดำเนินงานของผลกระทบของซิลิคอนต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. ผลการวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม
2. ผลการวิเคราะห์พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม
3. ผลการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometer)
4. ผลการวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)
5. ผลการวิเคราะห์การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test

4.1 การวิเคราะห์น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม

น้ำหนักของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มในน้ำลายเทียม เลือดเทียม และของเหลวในร่างกายเทียม แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อน

สารละลาย	0.1Si		0.5Si		1.0Si		3.0Si		5.0Si	
	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง
น้ำลายเทียม	2.6181	2.6180	2.6868	2.6868	1.6708	1.6708	1.5666	1.5664	1.6296	1.6296
	2.6373	2.6373	2.5850	2.5850	1.7153	1.7150	1.5205	1.5204	1.6056	1.6055

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

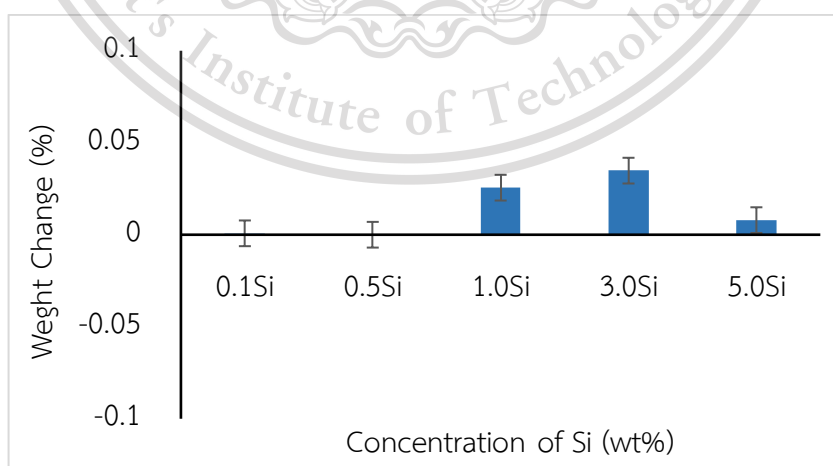
ตารางที่ 4.1 น้ำหนักของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อน (ต่อ)

สารละลาย	0.1Si		0.5Si		1.0Si		3.0Si		5.0Si	
	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง	ก่อน	หลัง
เลือดเทียม	2.6079	2.6082	2.6454	2.6460	1.6832	1.6834	1.5631	1.5632	1.6066	1.6067
	2.5264	2.5266	2.7335	2.7339	1.7456	1.7458	1.6685	1.6685	1.6186	1.6190
ของเหลวใน ร่างกายเทียม	2.6251	2.6254	2.6291	2.6295	1.2359	1.2362	1.6282	1.6281	1.5920	1.5922
	2.6941	2.6946	2.7272	2.7277	1.5293	1.5294	1.5540	1.5540	1.6112	1.6117

จากตารางที่ 4.1 สามารถนำมาคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปได้ดังกราฟที่ 4.1 4.2 และ 4.3 ซึ่งสามารถวิเคราะห์ผลได้ดังนี้

4.1.1 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในน้ำลายเทียม

จากรูปที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนัก มีเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักมากที่สุด เท่ากับ 0.0348% รองลงมาคือที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0256% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0079% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0008% และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักหลังการทดสอบ



เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 4.1 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในน้ำลายเทียม โยชน์ด้านการค้า

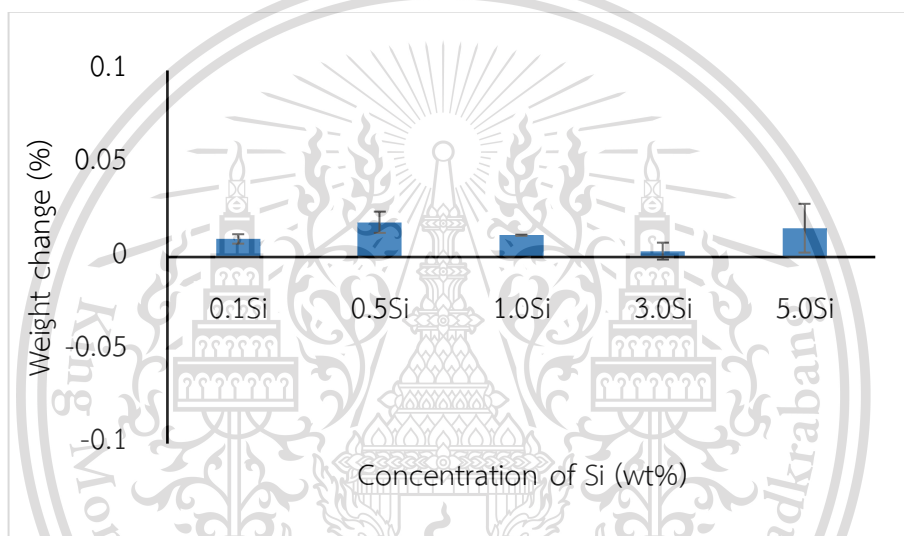
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.1.2 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในเลือดเทียม

จากรูปที่ 4.2 จะเห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมีเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปหลังการทดสอบใกล้เคียงกันมาก โดยที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุด เท่ากับ 0.0187% รองลงมาคือที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0155% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0117% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักเท่ากับ 0.0097% และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักน้อยที่สุดเท่ากับ 0.0032%



รูปที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในเลือดเทียม

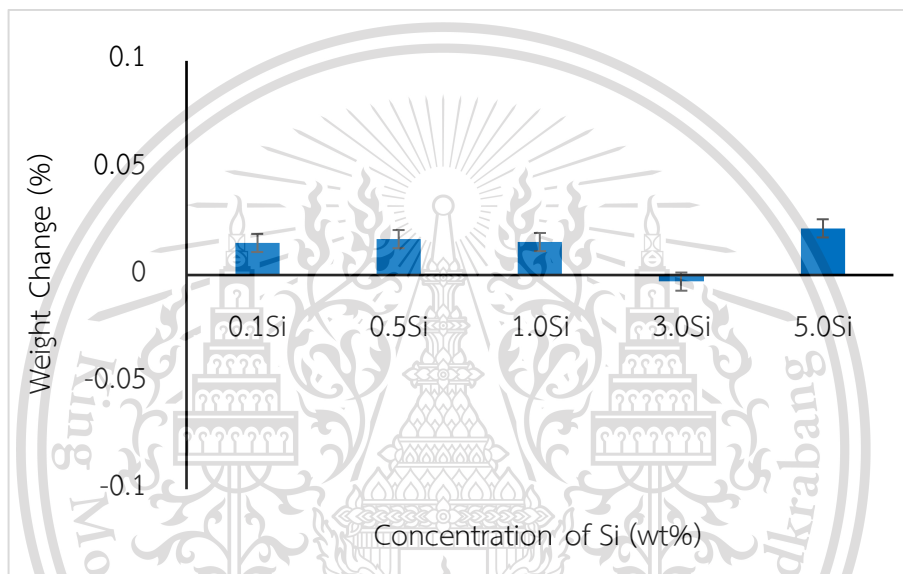
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.1.3 การวิเคราะห์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในของเหลวในร่างกายเทียม

จากรูปที่ 4.3 จะเห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0% โดยน้ำหนัก มีเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักมากที่สุด เท่ากับ 0.0218% รองลงมาคือความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักเท่ากับ 0.0168% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักเท่ากับ 0.0154% ที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักเท่ากับ 0.0150% และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนัก มีการเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักน้อยที่สุดเท่ากับ 0.0031%



รูปที่ 4.3 เปอร์เซนต์ของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานทดสอบในของเหลวในร่างกายเทียม

จากที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าชิ้นงานทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด มีเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักอยู่ระหว่าง 0.05% ซึ่งเป็นเปอร์เซ็นต์ที่น้อยมาก และทุกค่าความเข้มข้นของซิลิคอนให้ค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักหลังการทดสอบที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงเป็นผลมาจากกระบวนการกัดกร่อนที่เกิดขึ้นในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม แต่เกิดในปริมาณที่น้อยมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

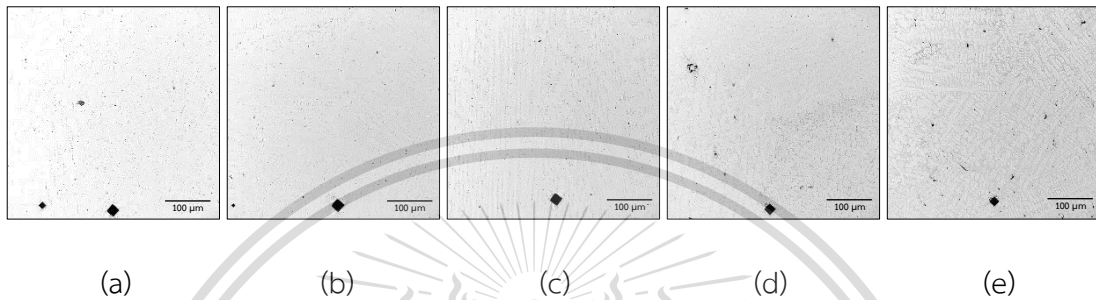
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

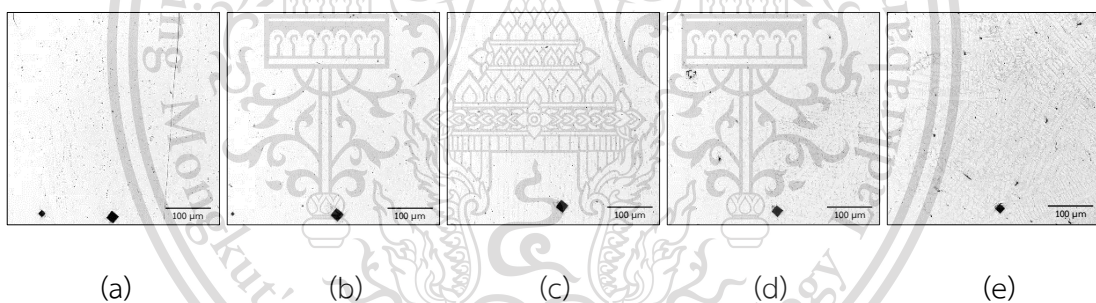
4.2 การวิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่ม

จากการนำโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมไปวิเคราะห์พื้นผิวก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบเลเซอร์ (3D Measuring Laser Microscope) ที่กำลังขยาย 10X ในตำแหน่งเดียวกัน สามารถวิเคราะห์พื้นผิวของชิ้นงานได้ดังนี้

4.2.1 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม



รูปที่ 4.4 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม (a) 0.1Si ก่อนการทดลอง (b) 0.5Si ก่อนการทดลอง (c) 1.0Si ก่อนการทดลอง (d) 3.0Si ก่อนการทดลอง (e) 5.0Si ก่อนการทดลอง



รูปที่ 4.5 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม (a) 0.1Si หลังการทดลอง (b) 0.5Si หลังการทดลอง (c) 1.0Si หลังการทดลอง (d) 3.0Si หลังการทดลอง (e) 5.0Si หลังการทดลอง

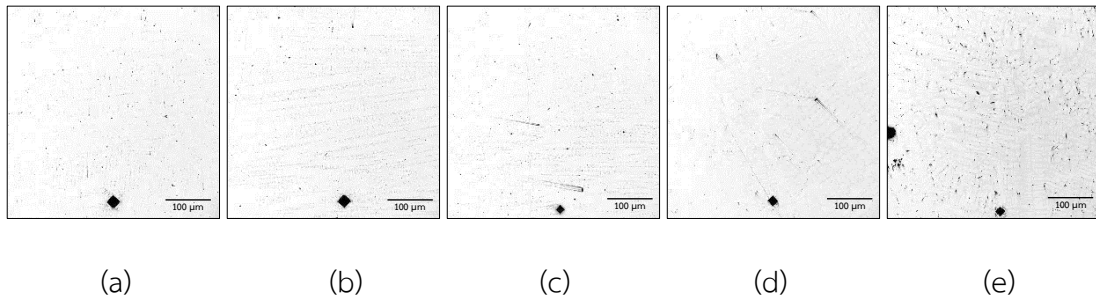
จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่าก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มพื้นผิวชิ้นงานมีความเรียบและเห็นผิวเกรนชัดเจนโดยเฉพาะโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนัก และ 5.0% โดยน้ำหนัก และรูปที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าการทดสอบพบว่าพื้นผิวของชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าในช่วงเวลา 35 วัน ชิ้นงานอาจไม่เกิดการกัดกร่อนหรือเกิดในปริมาณที่น้อยมากส่งผลให้พื้นผิวชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

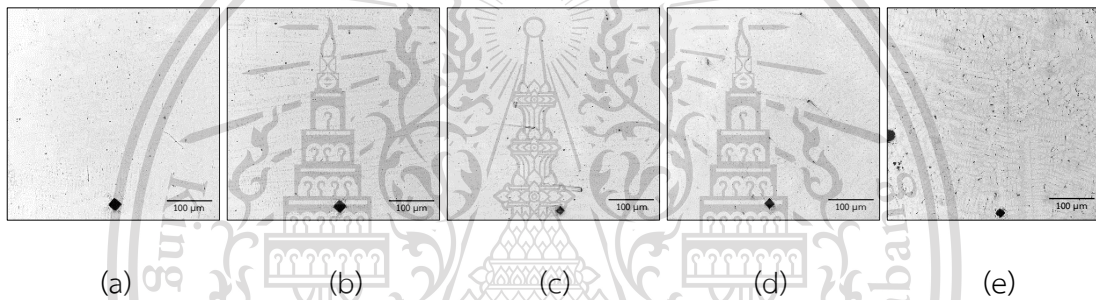
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.2.2 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม



รูปที่ 4.6 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม (a) 0.1Si ก่อนการทดลอง (b) 0.5Si ก่อนการทดลอง (c) 1.0Si ก่อนการทดลอง (d) 3.0Si ก่อนการทดลอง (e) 5.0Si ก่อนการทดลอง



รูปที่ 4.7 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม (a) 0.1Si หลังการทดลอง (b) 0.5Si หลังการทดลอง (c) 1.0Si หลังการทดลอง (d) 3.0Si หลังการทดลอง (e) 5.0Si หลังการทดลอง

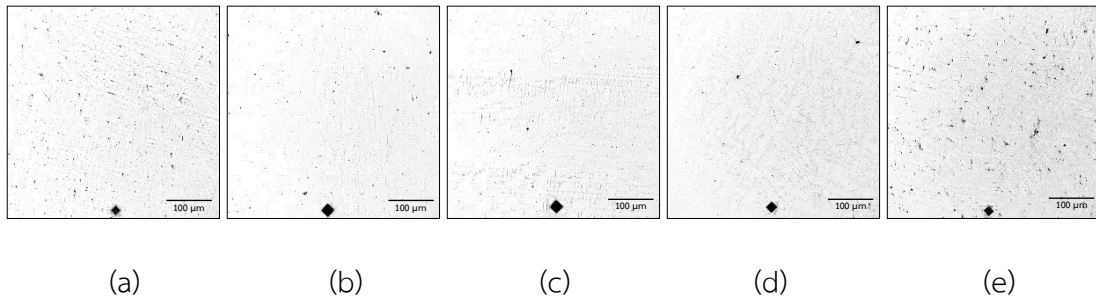
จากรูปที่ 4.6 จะเห็นว่าก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มพื้นผิวชิ้นงานมีความเรียบและเห็นพื้นผิวเกรนชัดเจนโดยเฉพาะโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0% โดยน้ำหนัก และรูปที่ 4.7 จะเห็นได้ชัดว่าหลังจากการทดสอบพบว่าพื้นผิวของชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าในช่วงเวลา 35 วัน ชิ้นงานอาจไม่เกิดการกัดกร่อนหรือเกิดในปริมาณที่น้อยมากส่งผลให้พื้นผิวชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

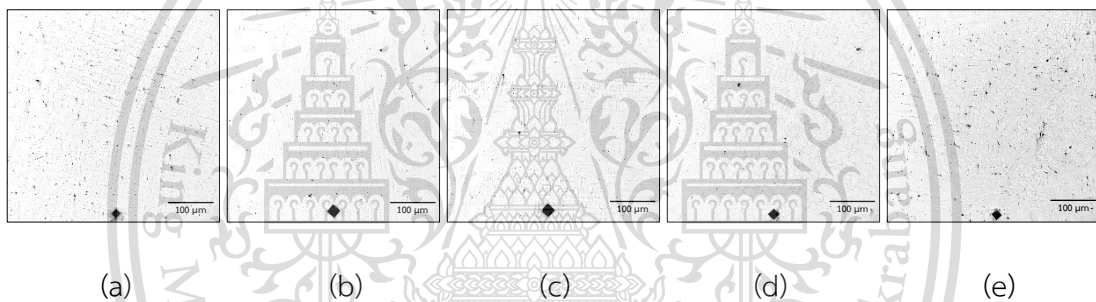
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.2.3 พื้นผิวชิ้นงานก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในร่างกายเทียม



รูปที่ 4.8 พื้นผิวชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม (a) 0.1Si ก่อนการทดลอง (b) 0.5Si ก่อนการทดลอง (c) 1.0Si ก่อนการทดลอง (d) 3.0Si ก่อนการทดลอง (e) 5.0Si ก่อนการทดลอง



รูปที่ 4.9 พื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม (a) 0.1Si หลังการทดลอง (b) 0.5Si หลังการทดลอง (c) 1.0Si หลังการทดลอง (d) 3.0Si หลังการทดลอง (e) 5.0Si หลังการทดลอง

จากรูปที่ 4.8 จะเห็นว่าก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มพื้นผิวชิ้นงานมีความเรียบและเห็นพื้นผิวเกรนชัดเจน และรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าหลังจากการทดสอบพบว่าพื้นผิวของชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าในช่วงเวลา 35 วัน ชิ้นงานอาจไม่เกิดการกัดกร่อนหรือเกิดในปริมาณที่น้อยมากจึงส่งผลให้พื้นผิวชิ้นงานไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม

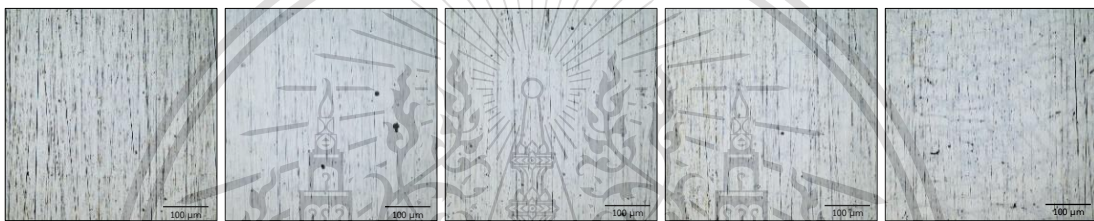
จากข้อมูลที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ทุกความเข้มข้นของซิลิคอน หลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวชิ้นงาน ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าชิ้นงานอาจไม่เกิดการกัดกร่อน หรืออาจจะเกิดในปริมาณที่น้อยมาก โดยเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับข้อมูลเปอร์เซ็นต์น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปในรูปที่ 4.1 4.2 และ 4.3 ซึ่งพบว่าชิ้นงานทดสอบเกิดการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักในปริมาณที่น้อยมาก จึงช่วย

สนับสนุนข้อสันนิษฐานที่ว่าชิ้นงานทดสอบเกิดการกัดกร่อนขึ้นแต่เกิดในปริมาณที่น้อยมากจนไม่เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวชิ้นงาน

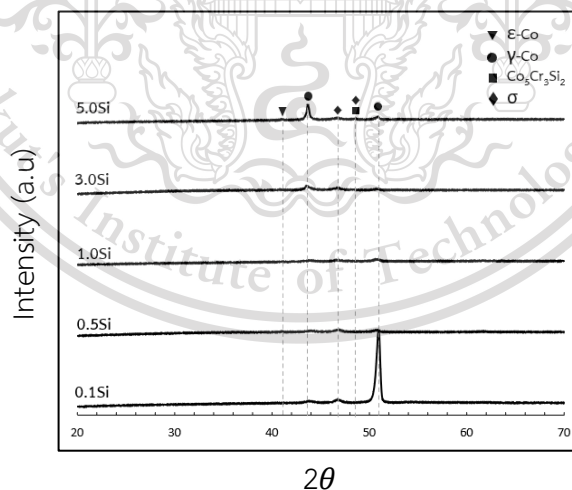
4.3 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-ray Diffractometer)

สำหรับผลของการทดสอบโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ จะแบ่งออกเป็นการทดสอบก่อน และหลังการทดสอบการกัดกร่อน ซึ่งสามารถวิเคราะห์ผลได้ดังนี้

4.3.1 การวิเคราะห์ชิ้นงานก่อนการทดสอบการกัดกร่อน



รูปที่ 4.10 พื้นผิวของชิ้นงานที่นำไปทดสอบ XRD ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 0.1Si 0.5Si 1.0Si 3.0Si และ 5.0Si



รูปที่ 4.11 ผลการวิเคราะห์ XRD ก่อนการทดสอบการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

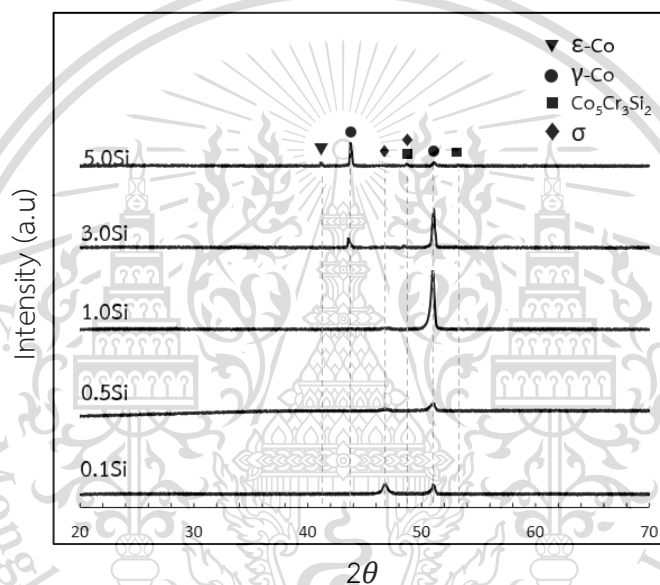
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากรูปที่ 4.11 เป็นผลที่ได้จากการวิเคราะห์ XRD ก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มของ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดย น้ำหนัก ซึ่งพบว่าโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมแสดงเฟส γ -Co หรือ FCC อย่างชัดเจน โดยพบที่ $2\theta \approx 43.68^\circ$ และ 50.86° เนื่องจากเฟสนี้เป็นองค์ประกอบหลักของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม นอกจากนี้ยังตรวจพบโครงสร้าง ϵ -Co หรือ HCP ที่ $2\theta \approx 40.98^\circ$ และตรวจพบเฟส σ ที่ $2\theta \approx 46.66^\circ$ โดยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนักเท่านั้น ที่อาจจะพบสารประกอบเชิงโลหะของ σ หรือสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$ ที่ $2\theta \approx 48.52^\circ$

4.3.2 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียม



รูปที่ 4.12 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดสอบการกัดกร่อนในน้ำลายเทียมของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

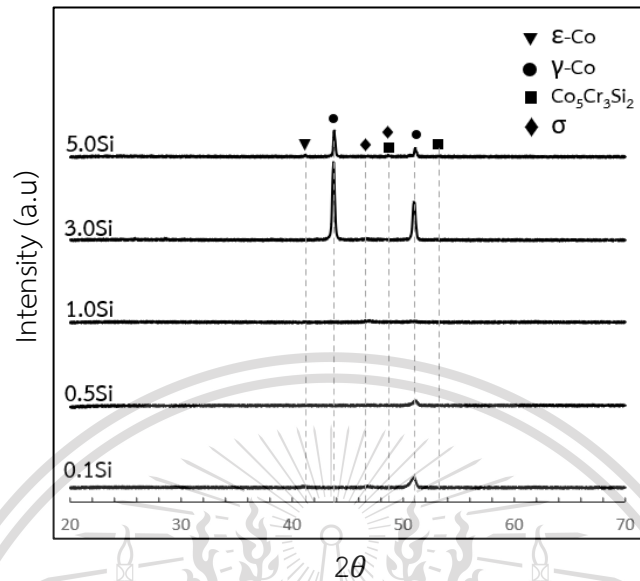
จากรูปที่ 4.12 พบว่าโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมที่พบมากที่สุดคือ γ -Co หรือ FCC พบที่จุด $2\theta \approx 43.76^\circ$ และ 50.98° นอกจากนี้ยังตรวจพบ ϵ -Co หรือ HCP ที่ $2\theta \approx 41.14^\circ$ อีกทั้งยังพบเฟส σ ที่จุด $2\theta \approx 46.03^\circ$ และที่ $2\theta \approx 48.64^\circ$ ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 3.0Si และ 5.0Si พบสารประกอบเชิงโลหะของ σ หรือสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$ และที่ $2\theta \approx 53.22^\circ$ ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 5.0Si ยังพบสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.3.3 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในเลือดเทียม



รูปที่ 4.13 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดลองการกัดกร่อนในเลือดเทียมของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

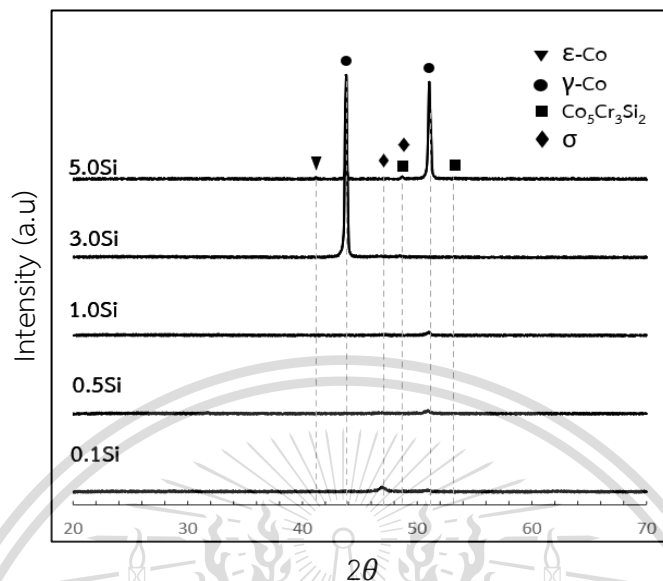
จากรูปที่ 4.13 พบว่าโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมที่พบมากที่สุดคือ γ -Co หรือ FCC พบที่จุด $2\theta \approx 43.76^\circ$ และ 51.06° นอกจากนี้ยังตรวจพบ ϵ -Co หรือ HCP ที่ $2\theta \approx 41.16^\circ$ อีกทั้งยังพบเฟส σ ที่ $2\theta \approx 47.04^\circ$ และที่ $2\theta \approx 48.64^\circ$ ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 5.0Si พบสารประกอบเชิงโลหะของ σ หรือสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$ และที่ $2\theta \approx 53.2^\circ$ ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 5.0Si ยังพบสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.3.4 การวิเคราะห์ชิ้นงานหลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียม



รูปที่ 4.14 ผลการวิเคราะห์ XRD หลังการทดสอบการกัดกร่อนในของเหลวในร่างกายเทียมของโลหะผสม โคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม

จากรูปที่ 4.14 พบว่าโครงสร้างจุลภาคของโลหะผสมที่พบมากที่สุดคือ γ -Co หรือ FCC พบที่จุด $2\theta \approx 43.76^\circ$ และ 51.06° นอกจากนี้ยังตรวจพบ ϵ -Co หรือ HCP ที่ $2\theta \approx 41.14^\circ$ อีกทั้งยังพบเฟส σ ที่ $2\theta \approx 47.34^\circ$ และที่ $2\theta \approx 48.66^\circ$ ของโลหะผสมที่ความเข้มข้น 3.0Si และ 5.0Si อาจพบสารประกอบเชิงโลหะของ σ หรือสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$

จากข้อมูลที่กล่าวมาข้างต้นแสดงให้เห็นว่าผลของการวิเคราะห์ XRD ก่อนและหลังการทดสอบการกัดกร่อนในสารละลายเทียมทั้ง 3 สารละลายให้ผลไม่แตกต่างกัน โดยส่วนใหญ่พบเฟส FCC มากที่สุด รองลงมาเป็นเฟส HCP โดยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก มักพบสารประกอบเชิงโลหะของ σ และสารประกอบเชิงโลหะของ $\text{Co}_5\text{Cr}_3\text{Si}_2$ ซึ่งทั้งหมดสามารถสันนิษฐานได้ว่าการทดสอบการกัดกร่อนไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงหรือไม่ส่งผลให้เกิดออกไซด์บนพื้นผิวของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมเนื่องจากไม่เกิดเฟสอื่นเพิ่มเติมจากการวิเคราะห์ก่อนการทดสอบการกัดกร่อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.4 การวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)

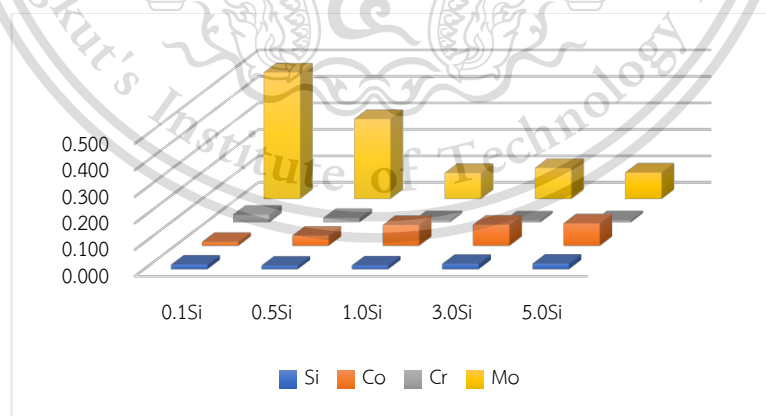
จากการนำสารละลายที่ใช้ในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มทั้ง 3 ชนิด ได้แก่ น้ำลายเทียม เลือดเทียม และของเหลวในร่างกายเทียมไปวิเคราะห์ด้วยเทคนิค ICP-OES เพื่อวิเคราะห์หาปริมาณของโคบอลต์ (Co) โครเมียม (Cr) โมลิบดีนัม (Mo) และซิลิคอน (Si) ที่ละลายอยู่ในสารละลายเทียมอันเนื่องมาจากกระบวนการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่เกิดขึ้น ซึ่งได้ผล ดังนี้

4.4.1 ปริมาณธาตุในน้ำลายเทียม

สำหรับปริมาณของโคบอลต์ โครเมียม โมลิบดีนัม และซิลิคอน ที่ตรวจพบในน้ำลายเทียมได้ผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.2 และรูปที่ 4.15

ตารางที่ 4.2 ปริมาณของธาตุที่ละลายในน้ำลายเทียม

ธาตุ (มิลลิกรัมต่อลิตร)	0.1Si	0.5Si	1.0Si	3.0Si	5.0Si
Si	0.017	0.013	0.014	0.020	0.021
Co	0.014	0.038	0.078	0.079	0.084
Cr	0.028	0.016	0.007	0.006	0.007
Mo	0.477	0.301	0.097	0.116	0.099



รูปที่ 4.15 ปริมาณของธาตุที่ละลายในน้ำลายเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารจากรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่าการปลดปล่อยไอออนของโมลิบดีนัมมีปริมาณมากที่สุด โดยโลหะผสมการค้ำไม่ว่าการโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% และ 0.5% โดยน้ำหนัก จะมีการปลดปล่อยไปใช้

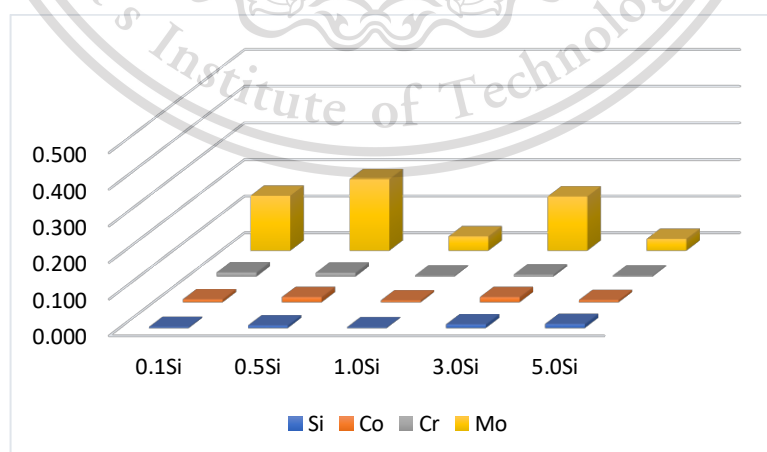
ของโมลิบดีนัมมากที่สุดเท่ากับ 0.477 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.301 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก มีการปลดปล่อยโมลิบดีนัมที่ใกล้เคียงกัน โดยมีปริมาณเท่ากับ 0.097 มิลลิกรัมต่อลิตร 0.116 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.099 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ สำหรับการปลดปล่อยของโคบอลต์จะมีปริมาณเพิ่มขึ้นตามความเข้มข้นของซิลิคอนซึ่งเท่ากับ 0.014 0.038 0.078 0.079 และ 0.084 มิลลิกรัมต่อลิตรตามลำดับ สำหรับการปลดปล่อยของซิลิคอนและโครเมียมที่ทุกความเข้มข้นของซิลิคอนมีปริมาณที่น้อยมาก ๆ เมื่อเทียบกับการปลดปล่อยของโมลิบดีนัม

4.4.2 ปริมาณธาตุในเลือดเทียม

สำหรับปริมาณของโคบอลต์ โครเมียม โมลิบดีนัม และซิลิคอน ที่ตรวจพบในเลือดเทียมได้ผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.3 และรูปที่ 4.16

ตารางที่ 4.3 ปริมาณของธาตุที่ละลายในเลือดเทียม

ธาตุ (มิลลิกรัมต่อลิตร)	0.1Si	0.5Si	1.0Si	3.0Si	5.0Si
Si	0.003	0.007	0.002	0.010	0.011
Co	0.008	0.014	0.005	0.014	0.006
Cr	0.011	0.010	0.002	0.005	0.002
Mo	0.150	0.195	0.039	0.148	0.032



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรูปี 4.16 ปริมาณของธาตุที่ละลายในเลือดเทียม
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

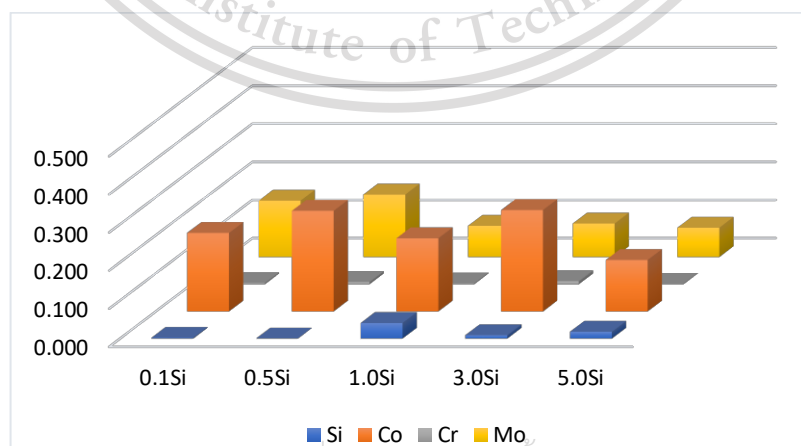
จากรูปที่ 4.16 จะเห็นว่าธาตุที่มีการปลดปล่อยไอออนมากที่สุดคือโมลิบดีนัมซึ่งโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% และ 3.0% โดยน้ำหนักจะมีการปลดปล่อยของโมลิบดีนัมมากที่สุดโดยมีปริมาณเท่ากับ 0.150 มิลลิกรัมต่อลิตร 0.195 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.148 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก มีปริมาณการปลดปล่อยโมลิบดีนัมใกล้เคียงกันโดยมีปริมาณเท่ากับ 0.039 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.032 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ สำหรับปริมาณของซิลิคอน โคบอลต์ และโครเมียมของโลหะผสมที่ทุกความเข้มข้นให้ผลการปลดปล่อยที่ใกล้เคียงกันและมีปริมาณการปลดปล่อยธาตุออกมาในสารละลายเทียมน้อยมาก

4.4.3 ปริมาณธาตุในของเหลวในร่างกายเทียม

สำหรับปริมาณของโคบอลต์ โครเมียม โมลิบดีนัม และซิลิคอน ที่ตรวจพบในของเหลวในร่างกายเทียม ได้ผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.4 และรูปที่ 4.17

ตารางที่ 4.4 ปริมาณของธาตุที่ละลายในของเหลวในร่างกายเทียม

ธาตุ (มิลลิกรัมต่อลิตร)	0.1Si	0.5Si	1.0Si	3.0Si	5.0Si
Si	0.002	0	0.041	0.009	0.018
Co	0.206	0.264	0.192	0.266	0.135
Cr	0.003	0.006	0.002	0.008	0.001
Mo	0.148	0.164	0.082	0.088	0.077



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังขอสงวนสิทธิ์ในข้อมูลและข้อมูลลิขสิทธิ์ไว้โดยคณะผู้บริหารทุกท่านที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากรูปที่ 4.17 พบว่ามีการปลดปล่อยโคบอลต์ในปริมาณที่มากที่สุดโดยโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอนที่แตกต่างกันจะมีปริมาณการปลดปล่อยโคบอลต์ที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง 0.135 - 0.266 มิลลิกรัมต่อลิตร สำหรับปริมาณธาตุที่ถูกปลดปล่อยรองลงมาคือโมลิบดีนัม โดยโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% และ 0.5% โดยน้ำหนัก จะมีการปลดปล่อยของโมลิบดีนัมมากที่สุด ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.148 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.164 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนักมีปริมาณการปลดปล่อยที่ใกล้เคียงกันโดยมีปริมาณเท่ากับ 0.082 มิลลิกรัมต่อลิตร 0.088 มิลลิกรัมต่อลิตร และ 0.077 มิลลิกรัมต่อลิตร ตามลำดับ และสำหรับปริมาณการปลดปล่อยของซิลิคอนพบว่าโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนักมีการปลดปล่อยซิลิคอนมากที่สุด ซึ่งมีปริมาณเท่ากับ 0.041 มิลลิกรัมต่อลิตร และการปลดปล่อยโครเมียมของโลหะผสมในทุกความเข้มข้นมีปริมาณที่ใกล้เคียงกันและเป็นจำนวนที่น้อยมาก

จากข้อมูลการวิเคราะห์การละลายของปริมาณธาตุในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิดด้วยเทคนิค ICP-OES พบว่าความเข้มข้นของซิลิคอนที่ละลายในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิดมีค่าอยู่ระหว่าง 0 - 0.041 มิลลิกรัมต่อลิตร ความเข้มข้นของโคบอลต์มีค่าอยู่ระหว่าง 0.005 - 0.266 มิลลิกรัมต่อลิตร ความเข้มข้นของโครเมียมมีค่าอยู่ระหว่าง 0.001 - 0.028 มิลลิกรัมต่อลิตร และความเข้มข้นของโมลิบดีนัมมีค่าอยู่ระหว่าง 0.032 - 0.477 มิลลิกรัมต่อลิตร ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของโลหะในร่างกายของคนปกติตามตารางที่ 4.5 พบว่าความเข้มข้นของซิลิคอน โคบอลต์ โครเมียม และโมลิบดีนัมที่ละลายในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด มีค่าไม่เกินความเข้มข้นของคนปกติ ซึ่งสันนิษฐานได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% - 5.0% โดยน้ำหนัก ไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย

ตารางที่ 4.5 ความเข้มข้นของโลหะในร่างกายของคนปกติ [34-35]

Si	Co	Cr	Mo
0.060 - 0.350	0.013 - 1.000	0.001 - 0.045	0.004 - 0.580

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

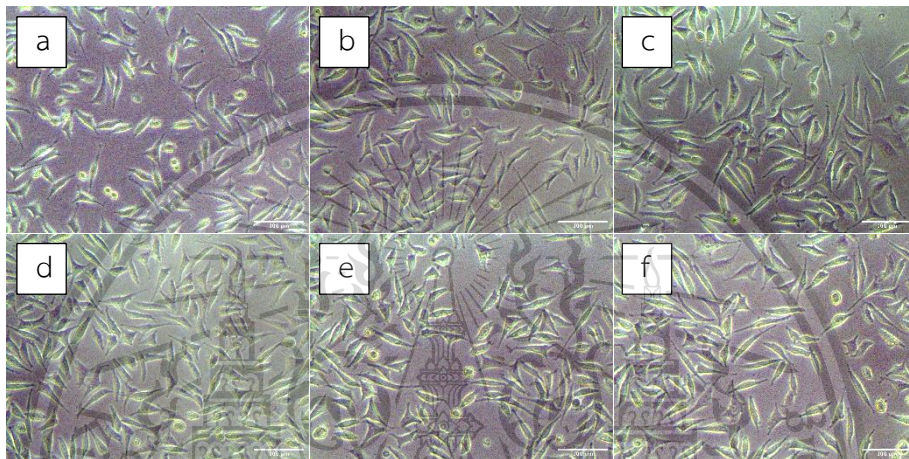
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

4.5 ผลการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test

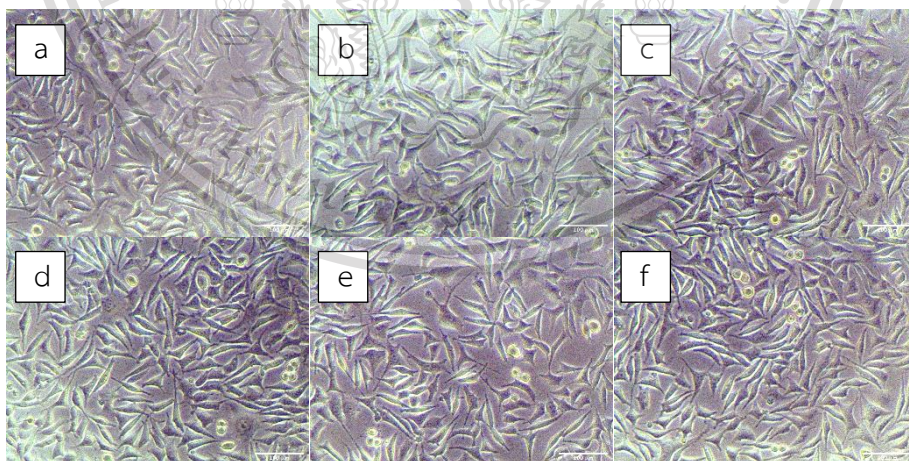
สำหรับผลที่ได้จากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test ทั้งในเชิงคุณภาพและเชิงปริมาณได้ผล ดังนี้

4.5.1 การวิเคราะห์เชิงคุณภาพ

ข้อมูลเชิงคุณภาพที่ได้จากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test ในเชิงคุณภาพจะเป็นภาพเซลล์ L929 ก่อนและหลังการทดลอง ดังรูปที่ 4.18 และ 4.19



รูปที่ 4.18 เซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติ (a) เซลล์ควบคุม (b) 0.1Si (c) 0.5Si (d) 1.0Si (e) 3.0Si (f) 5.0Si



รูปที่ 4.19 เซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์หลังจากแช่ขึ้นงานทดสอบ (a) เซลล์ควบคุม (b) 0.1Si (c) 0.5Si (d) 1.0Si (e) 3.0Si (f) 5.0Si

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากรูปที่ 4.18 จะเห็นว่าเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติจะพบเซลล์ที่มีลักษณะเรียวยาวและวงกลม ซึ่งเซลล์ที่มีลักษณะเรียวยาวเป็นเซลล์ที่มีการยึดเกาะบนพลาสติกใส ส่วนเซลล์ที่เป็นวงกลมคือเซลล์ที่หาพื้นที่ในการยึดเกาะไม่ได้ และรูปที่ 4.19 เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ได้จากการแช่ชิ้นงานทดสอบ และบ่มเป็นเวลา 24 ชั่วโมง โดย (a) เซลล์ควบคุมคือเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติ (b) เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% โดยน้ำหนัก (c) เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5 % โดยน้ำหนัก (d) เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนัก (e) เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนัก (f) เป็นเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0 % โดยน้ำหนัก ซึ่งจะเห็นได้ว่าผลที่ได้จากการเลี้ยงเซลล์ด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่ชิ้นงานทดสอบกับเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติให้ผลการทดลองที่ไม่แตกต่างกัน และลักษณะของเซลล์ที่เกิดขึ้นไม่มีความแตกต่างกัน ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอนต่างกันไม่ทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์

4.5.2 การวิเคราะห์เชิงปริมาณ

ข้อมูลเชิงปริมาณที่ได้จากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วย MTT Cytotoxicity Test นั้นเป็นการนำเซลล์หลังจากการทดลองไปตรวจค่าการดูดกลืนแสงเพื่อวัดการมีชีวิตอยู่ของเซลล์ ซึ่งแสดงดังตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 ค่าการดูดกลืนแสง

	เซลล์ควบคุม	0.1Si	0.5Si	1.0Si	3.0Si	5.0Si
1	0.4391	0.4043	0.5163	0.5478	0.4070	0.4063
2	0.4352	0.4991	0.6190	0.4668	0.4363	0.4544
3	0.4481	0.4399	0.7220	0.5159	0.5426	0.4361
4	0.5038	0.7246	0.4883	0.4717	0.4492	0.4557
5	0.4901	0.6293	0.5809	0.4226	0.3953	0.4275
6	0.3702	0.5163	0.5077	0.3833	0.3684	0.3905
AVG	0.4478					

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

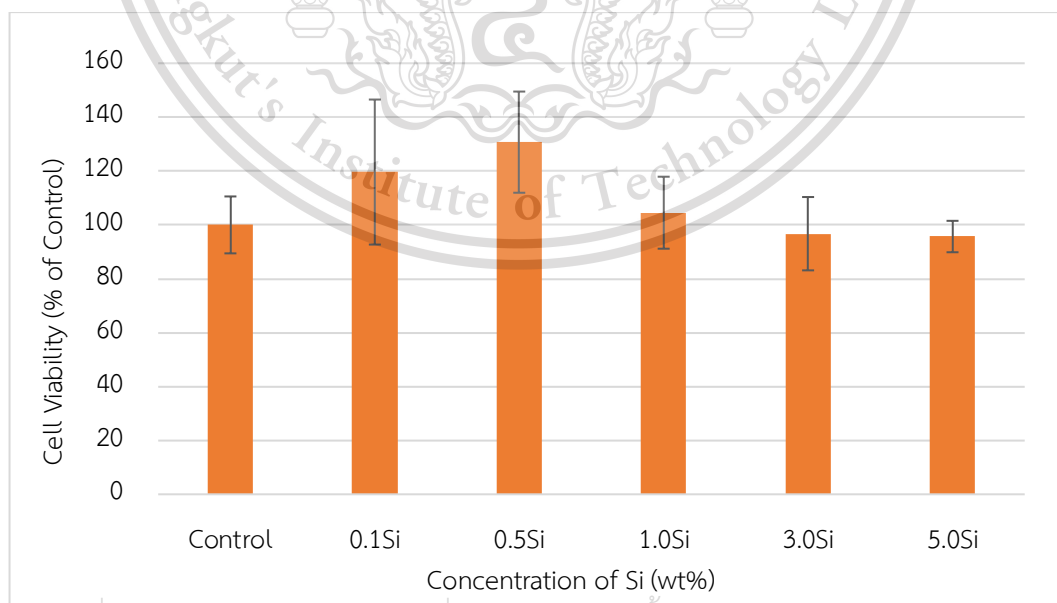
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากตารางที่ 4.6 จะเป็นค่าการดูดกลืนแสงที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องไมโครเพลทรีดเดอร์ (Microplate Reader) ที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตร ซึ่งสามารถนำมาคิดเป็นเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์โดยอ้างอิงจากเซลล์ควบคุมได้ดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 เปอร์เซนต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์

	เซลล์ควบคุม	0.1Si	0.5Si	1.0Si	3.0Si	5.0Si
1	98.0569	90.2848	132.6521	122.3339	90.8878	90.7314
2	97.2083	111.4796	138.2580	104.2658	97.4539	101.4964
3	100.0893	98.2356	161.2395	115.2317	121.1949	97.4093
4	112.5293	161.8425	109.0452	105.3601	100.3127	101.7867
5	109.4472	140.5360	129.7264	94.3942	88.2970	95.4662
6	82.6689	115.3210	113.3780	85.6167	82.2892	87.2250
Mean	100	119.6166	130.7165	104.5338	96.7393	95.6858
SD	10.5658	26.9177	18.7804	13.3619	13.6064	5.83323



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.20 เปอร์เซนต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

จากตารางที่ 4.7 สามารถสรุปออกมาเป็นแผนภูมิแท่งได้ดังรูปที่ 4.20 ซึ่งจะเห็นว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% และ 0.5% โดยน้ำหนักมีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ 119.6166% และ 130.7165% ตามลำดับซึ่งมากกว่าเซลล์ควบคุม สันนิษฐานได้ว่าที่ความเข้มข้นต่ำ ๆ จะส่งผลดีต่อเซลล์เนื่องจากทำให้เซลล์โตไวกว่าเซลล์ควบคุม ส่วนที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 1.0% โดยน้ำหนักจะมีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ใกล้เคียงกับเซลล์ควบคุมคือ 104.5338% และที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนักจะมีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ 96.7393% และ 95.6858% ตามลำดับ ซึ่งน้อยกว่าเซลล์ควบคุม สันนิษฐานได้ว่าที่ความเข้มข้นของซิลิคอนมากกว่า 1.0% โดยน้ำหนัก จะส่งผลให้เกิดการตายของเซลล์ แต่ค่าเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์มากกว่า 70% ซึ่งผ่านมาตรฐานที่ ISO 10993-5 ได้กำหนดไว้จึงสันนิษฐานได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่ทุกความเข้มข้นของซิลิคอนที่ใช้ทดลองนี้ไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์

อย่างไรก็ตามผลของความแตกต่างของเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตอยู่ของเซลล์ที่วิเคราะห์จากรูปที่ 4.20 อาจยังไม่เพียงพอต่อการสรุปผล ดังนั้นจึงต้องมีการนำข้อมูลค่าการดูดกลืนแสงในตารางที่ 4.6 มาวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) เพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้ง 6 กลุ่มว่ามีความแตกต่างกันหรือไม่ ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวยังมีดังนี้

จากตารางที่ 4.6 เมื่อนำมาวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูลโดยใช้การตรวจสอบของ Kolmogorov-Smirnov และ Shapiro-Wilk จะได้ข้อมูลดังรูปที่ 4.21 ซึ่งพบว่าค่า Sig. ของช่อง Shapiro-Wilk แต่ละข้อมูลมีค่ามากกว่า $\alpha = 0.05$ ซึ่งสรุปได้ว่าข้อมูลค่าการดูดกลืนแสงที่วัดได้เป็นการแจกแจงแบบปกติ (Normal Distribution) และสามารถนำมาวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) ได้

Method	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
Data	.0	.228	6	.200*	.933	6	.606
	.1	.231	6	.200*	.936	6	.624
	.5	.178	6	.200*	.945	6	.697
	1.0	.159	6	.200*	.979	6	.946
	3.0	.230	6	.200*	.907	6	.414
	5.0	.172	6	.200*	.931	6	.585

*. This is a lower bound of the true significance.
a. Lilliefors Significance Correction

รูปที่ 4.21 ตารางการวิเคราะห์การแจกแจงของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.22 เป็นการตรวจสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลโดยตั้งสมมติฐานไว้ดังนี้

$$H_0 : s_{\text{control}}^2 = s_{0.1}^2 = s_{0.5}^2 = s_{1.0}^2 = s_{3.0}^2 = s_{5.0}^2$$

$$H_1 : s_{\text{control}}^2 \neq s_{0.1}^2 \neq s_{0.5}^2 \neq s_{1.0}^2 \neq s_{3.0}^2 \neq s_{5.0}^2$$

ซึ่งเมื่อสังเกตที่ค่า Sig. ในบรรทัดแรกที่ใช้ค่าเฉลี่ยเป็นฐานพบว่ามีค่า Sig. เท่ากับ 0.075 ซึ่งมีค่ามากกว่า $\alpha = 0.05$ ส่งผลให้ยอมรับสมมติที่ว่าความแปรปรวนของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่มเท่ากัน

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Data	Based on Mean	2.246	5	30	.075
	Based on Median	1.507	5	30	.217
	Based on Median and with adjusted df	1.507	5	16.596	.241
	Based on trimmed mean	2.125	5	30	.090

รูปที่ 4.22 ตารางการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล

จากรูปที่ 4.23 เป็นผลที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA) ซึ่งมีข้อสันนิษฐานดังนี้

$$H_0 : \mu_{\text{control}} = \mu_{0.1} = \mu_{0.5} = \mu_{1.0} = \mu_{3.0} = \mu_{5.0}$$

$$H_1 : \mu_{\text{control}} \neq \mu_{0.1} \neq \mu_{0.5} \neq \mu_{1.0} \neq \mu_{3.0} \neq \mu_{5.0}$$

จากการวิเคราะห์จะเห็นได้ว่าค่า Sig. มีค่าเท่ากับ 0.003 ซึ่งน้อยกว่า $\alpha = 0.05$ ส่งผลให้ปฏิเสธสมมติฐานของ H_0 ดังนั้นจึงสรุปได้ว่ามีค่าเฉลี่ยอย่างน้อย 1 คู่ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ANOVA					
Data	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	.121	5	.024	4.558	.003
Within Groups	.159	30	.005		
Total	.281	35			

รูปที่ 4.23 ตาราง ANOVA

จากรูปที่ 4.24 เป็นผลที่ได้จากการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยรายคู่โดยใช้วิธี Turkey's Honestly Significant Different (HSD) ซึ่งจะเห็นว่าค่าของเซลล์ควบคุมกับโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก มีค่า Sig. = 0.029 ซึ่งน้อยกว่าค่านัยสำคัญทางสถิติ ($\alpha = 0.05$) ส่งผลให้ปฏิเสธสมมติฐานที่ว่า $\mu_{\text{control}} = \mu_{0.5}$ ซึ่งสรุปได้ว่าค่าเฉลี่ยของกลุ่มข้อมูลของโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก แตกต่างกับเซลล์ควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ สำหรับค่าของโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอนที่ 0.5% โดยน้ำหนัก กับ 3.0% โดยน้ำหนัก มีค่า Sig. = 0.12 ซึ่งน้อยกว่าค่านัยสำคัญทางสถิติ ($\alpha = 0.05$) ส่งผลให้ปฏิเสธสมมติฐานที่ว่า $\mu_{0.5} = \mu_{3.0}$ ซึ่งสรุปได้ว่าค่าเฉลี่ยของกลุ่มข้อมูลของโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก แตกต่างกับโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 3.0% โดยน้ำหนักอย่างมีนัยสำคัญ และค่าของโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนักกับ 5.0% โดยน้ำหนัก มีค่า Sig. = 0.009 ซึ่งน้อยกว่าค่านัยสำคัญทางสถิติ ($\alpha = 0.05$) ส่งผลให้ปฏิเสธสมมติฐานที่ว่า $\mu_{0.5} = \mu_{5.0}$ ซึ่งสรุปได้ว่าค่าเฉลี่ยของกลุ่มข้อมูลของโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก แตกต่างกับโลหะผสมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 5.0% โดยน้ำหนักอย่างมีนัยสำคัญ

เมื่อนำข้อมูลจากรูปที่ 4.20 มาเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยรายคู่ในรูปที่ 4.24 จะเห็นได้ว่ามีเพียงโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก ที่แตกต่างจากเซลล์ควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งสามารถสันนิษฐานได้ว่าที่ความเข้มข้นของซิลิคอน 0.5% โดยน้ำหนัก เซลล์มีการโตไวกว่าเมื่อเทียบกับเซลล์ควบคุม ส่วนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนักมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์การมีอยู่ของเซลล์เท่ากับเซลล์ควบคุม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Data

Tukey HSD

(I) Method	(J) Method	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
.0	.1	-.087833	.042088	.321	-.21585	.04018
	.5	-.137667	.042088	.029	-.26568	-.00965
	1.0	-.020500	.042088	.996	-.14852	.10752
	3.0	.014667	.042088	.999	-.11335	.14268
	5.0	.019333	.042088	.997	-.10868	.14735
.1	.0	.087833	.042088	.321	-.04018	.21585
	.5	-.049833	.042088	.841	-.17785	.07818
	1.0	.067333	.042088	.605	-.06068	.19535
	3.0	.102500	.042088	.176	-.02552	.23052
	5.0	.107167	.042088	.143	-.02085	.23518
.5	.0	-.137667	.042088	.029	.00965	.26568
	.1	.049833	.042088	.841	-.07818	.17785
	1.0	.117167	.042088	.088	-.01085	.24518
	3.0	.152333	.042088	.012	.02432	.28035
	5.0	.157000	.042088	.009	.02898	.28502
1.0	.0	.020500	.042088	.996	-.10752	.14852
	.1	-.067333	.042088	.605	-.19535	.06068
	.5	-.117167	.042088	.088	-.24518	.01085
	3.0	.035167	.042088	.958	-.09285	.16318
	5.0	.039833	.042088	.931	-.08818	.16785
3.0	.0	-.014667	.042088	.999	-.14268	.11335
	.1	-.102500	.042088	.176	-.23052	.02552
	.5	-.152333	.042088	.012	-.28035	-.02432
	1.0	-.035167	.042088	.958	-.16318	.09285
	5.0	.004667	.042088	1.000	-.12335	.13268
5.0	.0	-.019333	.042088	.997	-.14735	.10868
	.1	-.107167	.042088	.143	-.23518	.02085
	.5	-.157000	.042088	.009	-.28502	-.02898
	1.0	-.039833	.042088	.931	-.16785	.08818
	3.0	-.004667	.042088	1.000	-.13268	.12335

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้วางไปตีประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และข้อมูลอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.24 ตาราง Multiple Comparisons

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะของผลกระทบของซิลิคอนที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. สรุปผลการทดลอง
2. ข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาผลกระทบของซิลิคอนที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกาย เนื่องจากในปัจจุบันอุตสาหกรรมทางการแพทย์มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว ส่งผลให้อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์ได้รับการพัฒนาตามไปด้วย โดยวัสดุที่นำมาผลิตเป็นอุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์มีหลายประเภท ซึ่งปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เลือกศึกษาโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัม เนื่องจากเป็นโลหะที่มีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี ทนต่อการกัดกร่อน การสึกหรอ และแรงเสียดสีได้ดี อีกทั้งยังมีความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับร่างกาย นอกจากนี้ยังพบว่าการเพิ่มซิลิคอนลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมจะช่วยให้วัสดุมีความแข็งแรงมากขึ้น ทนต่อการกัดกร่อนได้มากขึ้น ช่วยป้องกันการเกิดออกซิเดชัน และช่วยเพิ่มการยึดเกาะของออกไซด์จากการก่อตัวของชั้นฟิล์มโครเมียมออกไซด์ (Cr_2O_3) แต่อย่างไรก็ตามหากเพิ่มซิลิคอนลงในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในปริมาณที่มากเกินไปจะส่งผลให้คุณสมบัติของวัสดุมีความเปราะมากขึ้น ซึ่งจากที่กล่าวมาผู้จัดทำจึงเลือกศึกษาพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีปริมาณความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนักในของเหลวในร่างกายเทียมที่อุณหภูมิร่างกาย

จากผลการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มพบว่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด มีเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงไปของน้ำหนักน้อยกว่า 0.05% การเปลี่ยนแปลงไปของพื้นผิวชิ้นงานหลังการทดสอบพบว่าพื้นผิวของโลหะผสมไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงไปจากพื้นผิวก่อนการทดสอบ การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยเทคนิควิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (XRD) พบว่าโลหะผสมหลังการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด ไม่พบเฟสอื่นเพิ่มเติมจากการวิเคราะห์ก่อนการทดสอบการกัดกร่อน การ

ไม่ว่าการวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค ICP-OES พบว่าความเข้มข้นของซิลิคอน

โคบอลต์ โครเมียม และโมลิบดีนัมที่ละลายในสารละลายเทียมทั้ง 3 ชนิด ไม่เกินปริมาณของคนปกติ และการวิเคราะห์ความเป็นพิษต่อเซลล์ด้วยเทคนิค MTT Cytotoxicity Test พบว่าเซลล์ที่เลี้ยงด้วยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ผ่านการแช่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอนระหว่าง 0.1% - 5.0% โดยน้ำหนัก มีเปอร์เซ็นต์การมีชีวิตของเซลล์มากกว่า 70% ซึ่งผ่านมาตรฐาน ISO 10993-5 ที่กำหนดไว้ จึงแสดงให้เห็นว่าโลหะผสมชนิดนี้ไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์

จากผลการทดสอบการกัดกร่อนที่กล่าวมาข้างต้นสามารถสรุปได้ว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมที่มีความเข้มข้นของซิลิคอน 0.1% 0.5% 1.0% 3.0% และ 5.0% โดยน้ำหนัก สามารถนำไปใช้ในร่างกายได้

5.2 ข้อเสนอแนะ

การศึกษาความเข้มข้นของซิลิคอนที่มีผลต่อพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมในของเหลวในร่างกายเทียมของปริศญาณีพนธ์ฉบับนี้เป็นการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มเป็นเวลา 35 วัน หากต้องการศึกษาพฤติกรรมการกัดกร่อนในระยะยาว อาจเพิ่มระยะเวลาในการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มและทำการวิเคราะห์ผลหลังการทดสอบเป็นระยะ เพื่อได้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษาพฤติกรรมการกัดกร่อนของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมโมลิบดีนัมมากยิ่งขึ้นในอนาคต

การวิเคราะห์ปริมาณธาตุที่ละลายในสารละลายเทียมด้วยเทคนิค ICP-OES ไม่ได้มีการวิเคราะห์ปริมาณของซิลิคอน โคบอลต์ โครเมียม และโมลิบดีนัมในน้ำลายเทียม เลือดเทียม และของเหลวในร่างกายเทียมก่อนการทดสอบการกัดกร่อนด้วยวิธีการจุ่มจึงทำให้ไม่มีข้อมูลมาเปรียบเทียบกับผลหลังการทดสอบว่าปริมาณของธาตุแต่ละชนิดมีการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมากน้อยเพียงใด ซึ่งถ้ามีการวิเคราะห์ปริมาณธาตุในสารละลายก่อนการทดสอบการกัดกร่อนแบบจุ่มอาจช่วยสนับสนุนข้อสรุปผลได้ดียิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

เอกสารอ้างอิง

- [1] Andrea Domingues Goncalves, Wendy Balestri and Yvonne Reinwald. Biomedical implants for regenerative therapies. London: Intechopen Limited. 2019.
- [2] ผศ.ทพ.วินัย กิตติคำเกิง และ รัตนา วรปัสสุ. อุปกรณ์ปลูกฝังทางการแพทย์. กรุงเทพมหานคร : ศูนย์ความเป็นเลิศด้านชีววิทยาศาสตร์ (องค์การมหาชน) กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. 2562.
- [3] Monika Saini, Yashpal Singh, Pooja Arora, Vipin Arora and Krati Jain. 2015. Implant biomaterials. Department of Oral and Maxillofacial Rehabilitation, Al Qaseem Pvt. Colleges.
- [4] BC Muddugangadhar, GS Amarnath, Siddhi Tripathi, Suchismita Dikshit and Divya MS. 2011. Biomaterials for Dental Implants. Department of Prosthodontics, MR Ambedkar Dental College and Hospital.
- [5] Farideh Namvar, Mohammad Jawaid, Paridah Md Tahir, Rosfarizan Mohamad, Susan Azizi, Alireza Khodavandi, Heshu Sulaiman Rahman and Majid Dehghan Nayeri. 2014. Potential use of plant fibres and their composites for biomedical applications. Department of Chemical Engineer, King Saud University.
- [6] Gownolla Malegowd Raghavendra, Kokkarachedu Varaprasad and Tippabattini Jayaramudu. 2015. Design, Development and biomedical applications. Department of Materials Engineering, University of Conception.
- [7] https://www2.mtec.or.th/th/e-magazine/admin/upload/263_11_49.pdf (มกราคม, 2564)
- [8] https://www2.mtec.or.th/th/e-magazine/admin/upload/263_11_49.pdf (มกราคม, 2564)
- [9] David Bombač, Miha Brojan, Peter Fajfar, Franc Kosel and Rado Turk. 2007. Review of materials in medical applications. Faculty of Natural Sciences and Engineering, University of Ljubljana.
- [10] ดร.อัมพร เวียงมูล. 2550. การศึกษาโครงสร้างจุลภาคของคอมโพสิตเหล็กกล้าสแตนเลสที่เสริมแรงด้วยอนุภาคสารประกอบคาร์ไบด์ด้วยจุลทรรศน์ศาสตร์อิเล็กตรอน. งานวิจัยภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยนเรศวร.
- [11] Mutlu Özcan and Christoph Hammerle. 2012. Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry. Center of Dental Medicine, University of Zurich.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- [12] Carlos Oldani and Alejandro Dominguez. 2012. Titanium as a biomaterial for implants. Department of Materials and Technology, Universidad Nacional de Córdoba.
- [13] ASTM F67. 2000. Standard specification for unalloyed titanium, for surgical implant applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700).
- [14] ASTM F136. 2008. Standard specification for wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401).
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] Alicia Durán, Yolanda Castro, Ana Conde, and Juan José de Damborenea. 2018. Sol-Gel protective coatings for metals. Institute of Ceramics and Glass.
- [18] ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรวิสา วงศ์ปัญญา รองศาสตราจารย์ ดร.ประยูร ส่งสิริฤทธิกุล และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิรันดร์ วิทิตอนันต์. 2553. ความต้านทานการกัดกร่อนของเหล็กกล้า AISI 4140 ที่เคลือบผิวด้วยไอทางกายภาพ. งานวิจัยมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี.
- [19] Noam Eliaz. 2019. Corrosion of metallic biomaterials. Department of Materials Science and Engineering, Tel-Aviv University.
- [20] Khalil Badran, Jaime De Souza, Joshua Morales and Eric Plante. 2014. Quantitative corrosion evaluation and damage modeling in ferrous materials. Department of Science, Worcester Polytechnic Institute.
- [21] U Kamachi Mudali, T M Sridhar And Baldev Raj. 2003. Corrosion of bio implants. Metallurgy and Materials Group, Indira Gandhi Center for Atomic Research.
- [22] https://www2.mtec.or.th/th/e-magazine/admin/upload/208_60-63.pdf. (มกราคม, 2564)
- [23] ASTM G31. 1999. Standard practice for laboratory immersion corrosion testing of metals.
- [24] http://lib3.dss.go.th/fulltext/dss_j/2539_44_141_p24-26.pdf. (มกราคม, 2564)
- [25] George Bellefontaine. 2010. The corrosion of CoCrMo alloys for biomedical applications. A thesis of School of Metallurgy and Materials, University of Birmingham.

[26] W. Ahmed, A. Elhissi, M.J.Jackson and E.Ahmed. 2012. Precision machining of medical devices. University of Central Lancashire.

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- [27] นางสาวสุภิญญา มากุล. 2557. การวิเคราะห์ดินด้วยวิธี X-ray diffraction (XRD) เพื่อประยุกต์ใช้ทางนิติวิทยาศาสตร์. วิทยานิพนธ์ สาขาวิชานิติวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยศิลปากร.
- [28] ไชนับ ตอเลาะ. 2557. การหาอายุของซากหอยน้ำจืดและดินเผาไฟบริเวณแหล่งโบราณคดีถ้ำเขาหวานจังหวัดสตูลด้วยเทคนิคเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์. วิทยานิพนธ์ สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- [29] ธนู ศรีนาวางศ์. การพัฒนาวิธีวิเคราะห์ธาตุองค์ประกอบหลักในตัวอย่างดินโดยเทคนิค Inductively Coupled Plasma Optical Emission Spectrometry. กรุงเทพมหานคร : กองวิเคราะห์และตรวจสอบทรัพยากรธรณี กรมทรัพยากรธรณี. 2551.
- [30] นายชัยวัฒน์ ฤทธิสุข. 2560. การประเมินความปลอดภัยของอุปกรณ์โลหิตโดยใช้เซลล์สัตว์เพาะเลี้ยง. วิทยานิพนธ์ สาขาวิชาเทคโนโลยีชีวภาพ มหาวิทยาลัยศิลปากร.
- [31] พิเชษฐ์ เกียรติพรศักดิ์. 2553. ความเป็นพิษและกลไกการเหนี่ยวนำการตายแบบ Apoptosis โดยสารสกัดจากเปลือกมังคุดในเซลล์มะเร็งต่อมลูกหมาก. วิทยานิพนธ์ สาขาวิชาเทคโนโลยีชีวภาพ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.
- [32] <https://pubhtml5.com/kbik/qyqr/basic> (มีนาคม, 2564)
- [33] Mirabela Georgiana Minciuna, Petrica Vizureanu, Victoras Geanta, Ionelia Voiculescu, Andrei Victor Sandu, Dragos Cristian Achitei and Anca Mihaela Vitalariu. 2015. Effect of Si on the microstructure and mechanical properties of biomedical CoCrMo alloy. Department of Implantology Grigore, T. Popa University of Medicine and Pharmacy of Iasi.
- [34] H.S. Dobbs and and M.J. Minski. 2018. Metal ion release after total hip replacement. Department of Biomedical Engineering, The Institute of Orthopaedics.
- [35] Suzanne S. Teuber, Robert L. Saunders, Georges M. Halpern, Robert F. Brucker, Victor Conte, Brian D. Goldman, Edward E. Winger, W. Graham Wood and M. Eric Gershwin. 1994. Elevated serum Silicon levels in women with Silicone gel breast implants. School of Medicine, University of California.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.