



การเตรียมและศึกษาสมบัติทางโครงสร้างและแม่เหล็กของอนุภาค
คอมโพสิตระดับนาโนเมตรของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงก์เฟอร์ไรท์
เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษามะเร็งในอนาคต

Preparation and Structural and Magnetic Characterizations of
Hydroxyapatite/Zinc Ferrite Composite Nanoparticles
for Future Cancer Treatment

ปิยะพงษ์ ปานแก้ว
ภัทริณี คลุ่มดวง

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากงบประมาณรายจ่าย
ประจำปีงบประมาณ 2559 คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร

บทคัดย่อไทย

คอมโพสิตของซิงค์เฟอร์ไรท์ ($ZnFe_2O_4$) และไฮดรอกซีอะพาไทต์ ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$; HAp) งานวิจัยนี้ คอมโพสิตของซิงค์เฟอร์ไรท์และไฮดรอกซีอะพาไทต์ถูกเตรียมจากปฏิกิริยาของแข็งซึ่งสามารถควบคุมโครงสร้างผลึกและสมบัติทางแม่เหล็กได้ง่ายและต้นทุนต่ำ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ถูกเตรียมจากปฏิกิริยาการตกตะกอน โดยใช้สารตั้งต้นจากเปลือกไข่ โดยผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ถูกผสมด้วยสัดส่วนของ $ZnFe_2O_4$ เป็น 2, 4, 6, 8 และ 10 wt % ตามลำดับ จากนั้นก็นำไปอัดขึ้นรูปแบบแกนเดี่ยว ก่อนจะขึ้นเตาอบที่อุณหภูมิ 1200 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 3 ชั่วโมง ผลของการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (XRD) ระบุว่ากระบวนการนี้ไม่เหนี่ยวนำให้เกิดเฟสอื่น ๆ เกิดขึ้น นอกจากเฟสของ HAp และ $ZnFe_2O_4$ ซึ่งบ่งชี้เสถียรภาพที่สูงของสมบัติของ HAp สัดส่วนเฟสของ $ZnFe_2O_4$ เพิ่มขึ้นจาก 10.8 เป็น 18.73 wt% ด้วยการเพิ่มขึ้นของสัดส่วนผสม $ZnFe_2O_4$ ในคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp เมื่อพิจารณาอินฟราเรดสเปกตรัม (FT-IR) ของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp พบว่า สเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp แสดงแถบสเปกตรัมเฉพาะของ HAp ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการทับกันของแถบสเปกตรัมของ $ZnFe_2O_4$ และ HAp อย่างไรก็ตาม การผันผวนของความเข้มของแถบสเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp บ่งชี้ปฏิกิริยาระหว่าง $ZnFe_2O_4$ และ HAp สันฐานวิทยาของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp มีขนาดเกรนหลักอยู่ในช่วงนาโนเมตรและมีลักษณะโครงสร้างแบบรูพรุนและการเชื่อมต่อระหว่างรูพรุน (Interconnectivity) ที่เพิ่มสูงขึ้นเมื่อสัดส่วนของ $ZnFe_2O_4$ เพิ่มขึ้น จึงบ่งชี้ถึงพื้นที่ผิวที่เพิ่มขึ้นในการยึดเกาะของเซลล์ การเติบโตและการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ที่ดีขึ้น การเพิ่มขึ้นของค่าแมกเนโตเซชันและพฤติกรรมความเป็นซูเปอร์พาราแมกเนติกสามารถควบคุมโดยการเพิ่มสัดส่วนของ $ZnFe_2O_4$ ในคอมโพสิต $ZnFe_2O_4$ /HAp

Abstract

A promising composite of zinc ferrite (ZnFe_2O_4) and bioactive hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; HAp) has expected to potential for future bone reinforcing formation. In present study, zinc ferrite and hydroxyapatite composite was prepared by solid state reaction route for easier control of structural and magnetic characteristics and with low cost. Hydroxyapatite powder was synthesized by precipitation method from chicken eggshell. Mixed powders with varying ZnFe_2O_4 /HAp weight ratios from 2-10 wt% were milled together and uniaxially pressed and then sintered at 1200°C for 3 hours. The XRD results showing no other phases of composite with only HAp and ZnFe_2O_4 phases were identified, indicating high stability of HAp property. Phase fractions of ZnFe_2O_4 were found to increase from 10.8 to 18.73 wt% with increasing content of ZnFe_2O_4 . FT-IR results of ZnFe_2O_4 /HAp composite were only revealed vibration bands of standard HAp phase. This may due to the overlapping of the ZnFe_2O_4 vibrational bands with HAp bands. However, their intense variations observed in HAp vibrational bands indicated the interaction between ZnFe_2O_4 and HAp. The surface morphology of these ZnFe_2O_4 /HAp composite exhibited primary grain in nano scale with enhanced pore structure and Interconnectivity when ZnFe_2O_4 weight ratios increased; indicating high surface area for cell attachment and better good cell growth and differentiation. The higher saturation magnetization as well as higher super paramagnetic behavior could be easily altered by increasing ZnFe_2O_4 content in the composite.

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องมาจากความร่วมมือของผู้ร่วมวิจัยเป็นอย่างดีของนักวิจัยในโครงการ ได้แก่ ดร. ภัทธินี คลุมดวง และนายอนุวัฒน์ หัสดี นอกจากนี้ขอกราบขอบพระคุณ ดร. เจริญพร โชคบริบาล ที่ช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูลสถิติในงานวิจัยนี้ สุดท้าย ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา พี่น้อง ญาติและเพื่อนๆ ที่ให้กำลังใจจนกระทั่งงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี



สารบัญ

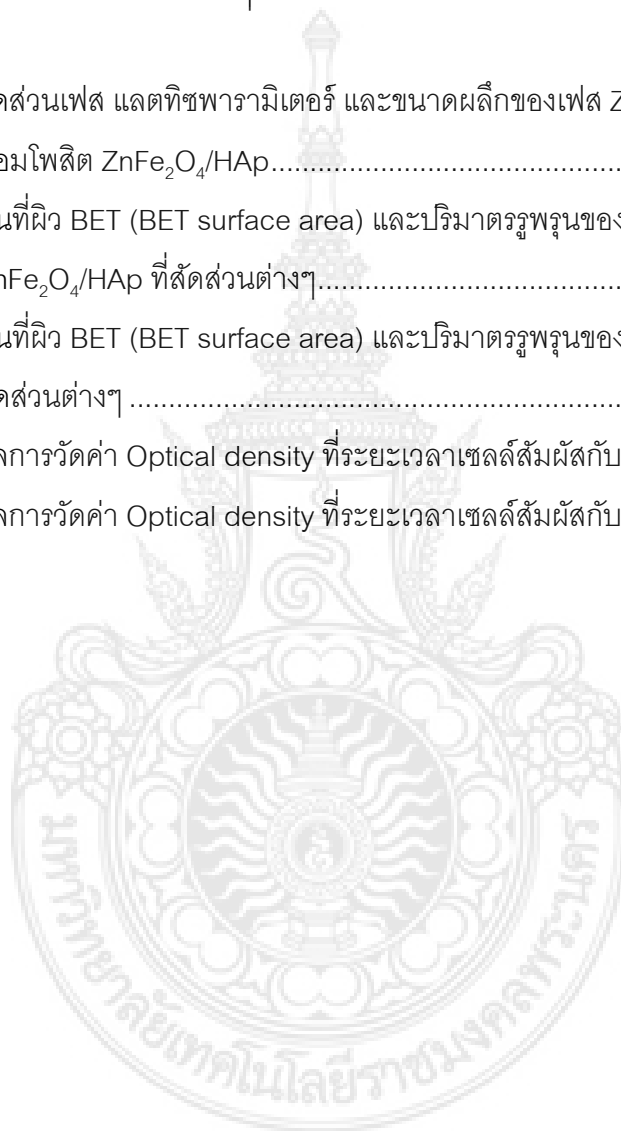
	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญภาพ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์งานวิจัย	3
1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
1.4 ขอบเขตงานวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	
2.1 วัสดุทางการแพทย์.....	5
2.1.1 ประวัติของวัสดุทางการแพทย์	5
2.1.2 คำจำกัดความและความหมาย	5
2.1.3 การประยุกต์ชีวเชิงกลให้เข้ากับวัสดุที่ใช้ฝังในร่างกาย.....	6
2.2 วัสดุชีวภาพการแพทย์ออร์โธปิดิกส์.....	6
2.3 วัสดุเซรามิกที่นำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์.....	8
2.4 สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟต	9
2.5 ไฮดรอกซีแอลปาไทต์.....	11
2.5.1 โครงสร้างไฮดรอกซีแอลปาไทต์.....	12
2.5.2 การเตรียมผงไฮดรอกซีแอลปาไทต์ด้วยวิธีการตกตะกอนทางเคมี	13

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ	14
2.7 เครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์	14
2.7.1 เครื่องวิเคราะห์โครงสร้างผลึก.....	15
2.7.2 เครื่องมือวิเคราะห์สารด้วยอินฟราเรด	18
2.7.3 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด.....	20
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	
3.1 การเตรียมสารประกอบแคลเซียมออกไซด์จากเปลือกไข่.....	22
3.2 การเตรียมไฮดรอกซีอะพาไทต์.....	26
3.3 การเตรียมซิงค์เฟอร์ไรท์	29
3.4 การเตรียมคอมพอสิตไฮดรอกซีอะพาไทต์และผงซิงค์เฟอร์ไรท์.....	30
3.5 การศึกษาความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์ ด้วยวิธี MTT assay.....	30
บทที่ 4 ผลการทดลอง	
4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp.....	32
4.2 อินฟราเรดสเปกตรัมของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp	34
4.3 สมบัติแม่เหล็กของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp.....	35
4.4 สัณฐานวิทยาและผล BET ของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp.....	37
4.5 ความเป็นพิษของของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp ที่ ZnFe ₂ O ₄ สัดส่วน ต่างๆ.....	40
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัย.....	43
รายการอ้างอิง.....	44
ประวัตินักวิจัย	45

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 สมบัติทางกายภาพของสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตในรูปแบบต่างๆ.....	11
ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ของหมู่ฟังก์ชันของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์บริสุทธิ์ ที่ตำแหน่งเลขคลื่นต่างๆ.....	28
ตารางที่ 4.1 สัดส่วนเฟส แลตทิซพารามิเตอร์ และขนาดผลึกของเฟส $ZnFe_2O_4$ และ HAp ในเฟส คอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$	33
ตารางที่ 4.2 พื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของอนุภาคคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่สัดส่วนต่างๆ.....	38
ตารางที่ 4.3 พื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ สัดส่วนต่างๆ	40
ตารางที่ 4.4 ผลการวัดค่า Optical density ที่ระยะเวลาเซลล์สัมผัสกับสิ่งทดสอบ 24 ชั่วโมง ...	41
ตารางที่ 4.5 ผลการวัดค่า Optical density ที่ระยะเวลาเซลล์สัมผัสกับสิ่งทดสอบ 48 ชั่วโมง ...	42



สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 โครงสร้างของไฮดรอกซีอะพาไทต์.....	12
รูปที่ 2.2 การเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากผลึก.....	16
รูปที่ 2.3 การทำงานของเอกซ์เรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์.....	17
รูปที่ 2.4 เครื่องเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์.....	17
รูปที่ 2.5 แสดงแผนภูมิตระบ The Michelson Interferometer.....	18
รูปที่ 2.6 แสดง อินฟราเรดสเปคตรัม.....	19
รูปที่ 2.7 เครื่อง FT-IR Spectrometer.....	20
รูปที่ 2.8 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด.....	21
รูปที่ 3.1 การเตรียมผงเปลือกไข่ไก่.....	23
รูปที่ 3.2 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงเปลือกไข่ไก่ก่อน และหลังการแคลไซน์ใน บรรยากาศปกติที่อุณหภูมิในช่วง 200-600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง.....	24
รูปที่ 3.3 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงเปลือกไข่ไก่ก่อน และหลังการแคลไซน์ใน บรรยากาศปกติที่อุณหภูมิในช่วง 700-1300 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง.....	25
รูปที่ 3.4 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ (a) ก่อนการแคลไซน์ และ (b) หลังการแคลไซน์อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง.....	27
รูปที่ 3.5 อินฟราเรดสเปคตรัมของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์หลังแคลไซน์ อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง.....	28
รูปที่ 3.6 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงซิงค์เฟอร์ไรท์ 1100 °C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง.....	29
รูปที่ 3.7 รูปแบบการทดสอบความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์.....	31
รูปที่ 4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผง HAp, ZnFe ₂ O ₄ และคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp ที่ ZnFe ₂ O ₄ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %.....	32
รูปที่ 4.2 อินฟราเรดสเปคตรัมของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp ที่ ZnFe ₂ O ₄ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %.....	35
รูปที่ 4.3 วงฮิสเทอรีซิสของคอมโพสิต ZnFe ₂ O ₄ /HAp ที่ ZnFe ₂ O ₄ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %.....	35

- รูปที่ 4.4 สัณฐานวิทยาของอนุภาคคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ $ZnFe_2O_4$ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่
(A) 2 wt%, (B) 4 wt%, (C) 6 wt%, (D) 8 wt%, และ (E) 10 wt%,
ที่กำลังขยาย 10000 เท่า ตามลำดับ 37
- รูปที่ 4.5 สัณฐานวิทยาของอนุภาคคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ $ZnFe_2O_4$ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่
(A) 2 wt%, (B) 4 wt%, (C) 6 wt%, (D) 8 wt%, และ (E) 10 wt%,
ที่กำลังขยาย 10000 เท่า ตามลำดับ 39



บทที่ 1

บทนำ

เนื้อหาในบทนี้จะอธิบายถึงที่มาและความสำคัญว่ามีความเป็นมาอย่างไร มีวัตถุประสงค์อย่างไรบ้าง ขอบเขตรวมทั้งประโยชน์ที่คาดว่าจะได้จากงานวิจัยนี้

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

“มะเร็ง” เป็นโรคร้ายที่คุกคามผู้ป่วยทั่วโลกและส่งผลให้มีอัตราการเสียชีวิตเพิ่มมากขึ้นอย่างต่อเนื่องทุกปี จึงเป็นปัจจัยสำคัญที่กระตุ้นให้นักวิจัยพัฒนาและศึกษาความเป็นไปได้ในการคิดค้นหาทางวินิจฉัยและรักษาโรคร้ายนี้ อนุภาคนาโนแม่เหล็ก (Magnetic nanoparticles) เป็นอนุภาคที่กำลังได้รับความสนใจมากในปัจจุบัน เพื่อที่จะประยุกต์ใช้สมบัติความเป็นแม่เหล็กในการบำบัดรักษาและการทำลายเซลล์มะเร็ง เช่น การพัฒนาอนุภาคนาโนแม่เหล็กเป็นวัสดุในการนำส่งยา โดยอนุภาคจะถูกเคลือบด้วยยา สาร หรือโมเลกุลที่มีความจำเพาะกับเซลล์มะเร็ง จากนั้นจะถูกนำเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยผ่านระบบหมุนเวียนเลือด และเข้าไปสู่อวัยวะเป้าหมาย โดยมีการควบคุมผ่านสนามแม่เหล็กภายนอกเพื่อทำการบำบัดรักษา หรือการนำอนุภาคนาโนแม่เหล็กเข้าไปฝังในบริเวณเซลล์มะเร็ง หรือนำไปผสมกับตัวนำเพื่อให้เดินทางผ่านกระแสเลือดเข้าสู่เซลล์มะเร็งเป้าหมาย เมื่อไปถึงเป้าหมาย ก็จะทำให้การฉายแสงอินฟราเรด ซึ่งแสงจะไปกระตุ้นให้เกิดพลังงานความร้อนขึ้นกับอนุภาคแม่เหล็กที่อุณหภูมิ 43 องศาเซลเซียส ความร้อนที่เกิดขึ้นจะไปทำลายโปรตีนและโครงสร้างของเซลล์มะเร็งบริเวณนั้น ทำให้ก้อนเนื้อหยุดการเจริญเติบโต และยุบตัวลง อันเนื่องมาจากเซลล์มะเร็งเป็นเนื้อร้ายที่ไม่มีความยืดหยุ่นทำให้เก็บกักความร้อนจนทำลายตัวเอง ขณะที่เนื้อเยื่อปกติมีความยืดหยุ่นจะถ่ายเทความร้อนออกสู่ร่างกายเอง ทำให้เนื้อเยื่อปกติไม่ได้รับการทำลายไปด้วย ดังนั้นจึงเป็นข้อดีของการประยุกต์ใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็กที่เหนือกว่าการใช้เคมีบำบัดคือ มีความเฉพาะเจาะจงต่อเซลล์มะเร็งมากกว่า นอกจากนี้ยังไม่เกิดการทำลายเซลล์ปกติข้างเคียง ซึ่งหากใช้เคมีบำบัดแล้วจะทำลายทั้งเซลล์มะเร็งและเซลล์ปกติ ส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับผลจากอาการข้างเคียงคืออ่อนเพลียและผมร่วง

ในช่วงเวลาที่ผ่านมา เริ่มมีการวิจัยและพัฒนาอนุภาคนาโนแม่เหล็กเพื่อใช้ในการบำบัดรักษามะเร็งกระดูก อันเนื่องมาจากภาวะของมะเร็งกระดูกที่เพิ่มสูงขึ้น วัสดุที่ได้รับความสนใจเป็นลำดับต้นๆ ในการวิจัยและพัฒนาคือ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$: HAp) ซึ่งเป็นสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตที่มีองค์ประกอบทางเคมีและโครงสร้างผลึกคล้ายคลึงกับสารอินทรีย์ที่พบในกระดูกและฟัน จึงสามารถเข้ากันได้ดีมากกับเนื้อเยื่อของร่างกายมนุษย์ (Biocompatibility) [1] โดยงานวิจัยที่ผ่านมาจะมุ่งเน้นการพัฒนากระบวนการเตรียมอนุภาคนาโนคอมโพสิตระหว่าง HAp กับสารแม่เหล็กต่างๆ [2-5] ได้แก่ Fe_3O_4 , Fe_2O_3 , CoFe_2O_4 , MnFe_2O_4 และ

MgFe₂O₄ ด้วยกระบวนการ wet precipitation, ultrasonic spray pyrolysis และ microwave irradiation ซึ่งงานวิจัยทางด้านนี้ยังมีค่อนข้างน้อย โดยผลการวิจัยพบว่า อนุภาคนาโนคอมโพสิตมีสมบัติทางแม่เหล็กที่ดี แต่อย่างไรก็ตาม กระบวนการเตรียมดังกล่าวส่งผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงและสลายตัวของเฟส HAp ในเฟสอนุภาคนาโนคอมโพสิต จึงก่อให้เกิดองค์ประกอบของสารเฟสอื่นๆ ตามมา ส่งผลให้สมบัติการเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) และการเหนี่ยวนำเนื้อเยื่อกระดูก (bioactivity) ของอนุภาคนาโนคอมโพสิตลดลง นอกจากนี้ การควบคุมขนาดอนุภาคและสมบัติแม่เหล็กของอนุภาคนาโนคอมโพสิตยังไม่ค่อยแน่นอน

จากปัญหาดังกล่าวข้างต้น ทีมผู้วิจัยจึงเล็งเห็นถึงความสำคัญในการวิจัยและพัฒนากระบวนการเตรียมอนุภาคนาโนคอมโพสิตด้วยเทคนิคที่ง่าย ใช้ต้นทุนการผลิตต่ำ เพื่อที่จะสามารถควบคุมโครงสร้างผลึก สมบัติความเป็นแม่เหล็ก และบอกแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของขนาดอนุภาคนาโนคอมโพสิตได้ งานวิจัยนี้จะแบ่งขั้นตอนการวิจัยเป็น 2 ส่วน ตอนแรกจะเป็นการพัฒนาการเตรียมอนุภาค HAp และอนุภาคแม่เหล็ก โดยในการเตรียมอนุภาค HAp จะใช้เปลือกไข่เป็นสารตั้งต้นของแคลเซียม เนื่องจากเปลือกไข่มีองค์ประกอบของแคลเซียมที่สูง และเป็นวัสดุเหลือใช้ในอุตสาหกรรมอาหารที่หาได้ง่ายและมีปริมาณมาก และที่สำคัญงานวิจัยที่ผ่านมาบ่งชี้ว่า HAp ที่ใช้เปลือกไข่เป็นสารตั้งต้นของแคลเซียม มีสมบัติทางชีวภาพที่ดีกว่าการใช้แคลเซียมทั่วไปเป็นสารตั้งต้น [6] สำหรับอนุภาคแม่เหล็กจะสังเคราะห์อยู่ในรูปของ ซิงค์เฟอร์ไรท์ (ZnFe₂O₄) เนื่องจากมีงานวิจัยบ่งชี้ว่า Zn สามารถกระตุ้นการสะสมแร่ธาตุในกระดูกให้มากขึ้น จึงส่งผลต่อการเจริญเติบโตและการสร้างเนื้อเยื่อกระดูกใหม่มาทดแทนได้เร็ว [7] ดังนั้นสารแม่เหล็กชนิดนี้ก็จะแสดงสมบัติทางแม่เหล็ก และยังสามารถส่งเสริมการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูกให้ดีขึ้นด้วย ตอนที่สองจะพัฒนาการเตรียมอนุภาคคอมโพสิตระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ ZnFe₂O₄ โดยจะนำ ผง HAp และ ผง ZnFe₂O₄ มาผสมและผ่านกระบวนการบดเชิงกล (mechanical milling process) ด้วยลูกบด ก่อนที่จะนำ ผงผสมไปผ่านกระบวนการเผาแคลไซน์ (calcine process) โดยจะศึกษาผลของเวลาที่ใช้ในการบดและอัตราส่วนของจำนวนลูกบดต่อปริมาณผงที่ใช้บดที่มีต่อขนาดอนุภาคและรูปร่างสัญญาณวิทยาของอนุภาคคอมโพสิตที่เตรียมขึ้น และจะศึกษาผลของสัดส่วนการผสมของ HAp กับ ZnFe₂O₄ และอุณหภูมิการเผาแคลไซน์ที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างและสมบัติแม่เหล็กของอนุภาคคอมโพสิตที่เตรียมขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์งานวิจัย

1. เพื่อศึกษากระบวนการเตรียมอนุภาคนาโนคอมโพสิตระหว่าง ไฮดรอกซีอะพาไทต์ และ ซิงค์เฟอร์ไรท์ ด้วยวิธีการบดเชิงกลและเผาแคลไซน์
2. เพื่อศึกษาผลของเวลาที่ใช้ในการบด และอัตราส่วนของจำนวนลูกบดต่อปริมาณผงที่ใช้บด ที่มีต่อขนาดอนุภาคและรูปร่างสัญญาณวิทยาของอนุภาคนาโนคอมโพสิต
3. เพื่อศึกษาผลของสัดส่วนการผสมของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์ และอุณหภูมิ การเผาแคลไซน์ที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างและสมบัติแม่เหล็กของอนุภาคนาโนคอมโพสิต

1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. Petchsang และคณะ [2] เตรียมอนุภาคผสมระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ CoFe_2O_4 พบว่าได้อนุภาคมีขนาดประมาณ 90 นาโนเมตร สภาพความเป็นแม่เหล็กลดลงเมื่อปริมาณ CoFe_2O_4 ในสารผสมเพิ่มขึ้น และมีสารประกอบอื่นเกิดขึ้นได้แก่ CoO และ Fe_2O_3 รวมทั้ง ค่า coercivity ค่อนข้างสูง
2. Inukai และคณะ [3] เตรียมอนุภาคผสมระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ Fe_2O_3 พบว่าได้อนุภาคระดับนาโนเมตรขนาด 740นาโนเมตร สภาพความเป็นแม่เหล็ก 11.8 emu/g และมี ค่า coercivity ค่อนข้างสูง
3. Gopia และคณะ [4] พบว่าเตรียมอนุภาคผสมระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ Fe_3O_4 ด้วยวิธีควบคุมกำลังและความถี่ของ ultrasonic irradiation สภาพความเป็นแม่เหล็ก 27.77 emu/g และมีค่า coercivity เป็น 79.10 Oe
4. Iwasaki และคณะ [5] เตรียมอนุภาคผสมระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ Fe_3O_4 พบว่า ได้วัสดุประกอบที่ได้ประกอบด้วยอนุภาคระดับนาโนเมตรขนาด 10-20 นาโนเมตรที่จับตัวเป็นก้อน มีค่า coercivity ต่ำมาก แสดงความเป็น superparamagnetism
5. Gross และคณะ [6] พบว่า Zn สามารถกระตุ้นการเติบโตของกระดูกและการสะสมแร่ธาตุในกระดูก

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

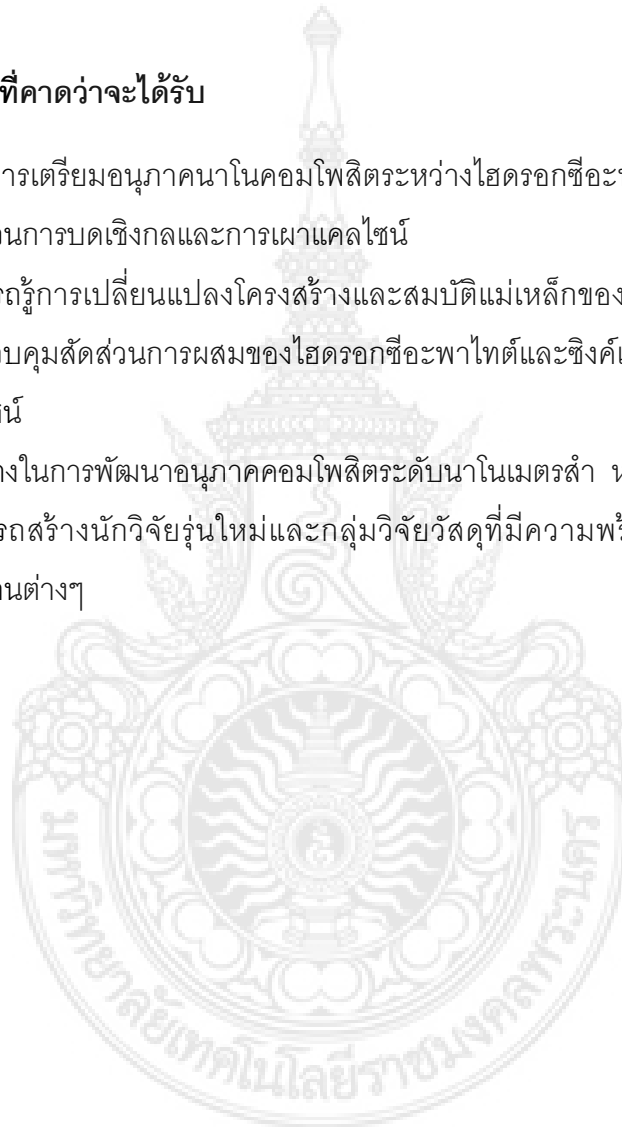
1. เตรียมไฮดรอกซีอะพาไทต์จากปฏิกิริยาการตกตะกอน (precipitation method) โดยใช้ เปลือกไข่ (CaCO_3) เป็นสารตั้งต้นของแคลเซียม, ไดแอมโมเนียมไฮโดรเจนฟอสเฟต ($(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$) เป็นสารตั้งต้นของฟอสฟอรัส และแอมโมเนียมไฮดรอกไซด์ (NH_4OH) เป็นตัว

ปรับความเป็นกรดต่างของสารละลาย

2. เตรียมซิงค์เฟอร์ไรท์จากปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (solid state reaction method) โดยใช้ซิงค์ออกไซด์ (ZnO) และ เหล็กออกไซด์ (Fe_2O_3) เป็นสารตั้งต้น
3. ศึกษาลักษณะเฉพาะของวัสดุที่เตรียมขึ้นด้วย X-ray diffraction (XRD), Fourier transform infrared analysis (FT-IR) และ scanning electron microscope (SEM)

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้วิธีการเตรียมอนุภาคนาโนคอมโพสิตระหว่างไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์ ด้วยกระบวนการบดเชิงกลและการเผาแคลไซน์
2. สามารถรู้การเปลี่ยนแปลงโครงสร้างและสมบัติแม่เหล็กของอนุภาคนาโนคอมโพสิต ด้วยการควบคุมสัดส่วนการผสมของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์ และอุณหภูมิการเผาแคลไซน์
3. แนวทางในการพัฒนาอนุภาคคอมโพสิตระดับนาโนเมตรสำหรับประยุกต์ใช้ทางด้านอื่นๆ
4. สามารถสร้างนักวิจัยรุ่นใหม่และกลุ่มวิจัยวัสดุที่มีความพร้อมในการบูรณาการความรู้ทางด้านต่างๆ



บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงการศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่จะนำมาใช้ในการทำงานวิจัย โดยมีรายละเอียดต่อไปนี้

2.1 วัสดุทางการแพทย์ [15-17]

2.1.1 ประวัติของวัสดุทางการแพทย์

การใช้วัสดุต่างๆ เพื่อนำมาทดแทนอวัยวะในร่างกายที่ไม่สามารถทำหน้าที่ได้หรือสูญเสียไปนั้นได้เริ่มใช้กันมานานนับตั้งแต่ที่เริ่มนำเทคโนโลยีมาใช้ทางการแพทย์ และเริ่มมีความรู้ทางเทคโนโลยีของวัสดุต่างๆ ประวัติการนำมาใช้ที่สำคัญได้แก่ การใช้โลหะเพื่อนำมายึดกระดูกที่หักให้ติดกันรวมทั้งนำโลหะหลายอย่างมาใช้ในศัลยกรรมดังต่อไปนี้

- เหล็ก ลวดที่จะทำจากเหล็กนั้นเป็นโลหะชนิดแรกที่ใช้ในการยึดกระดูกที่หัก
- ทองคำ โลหะชนิดนี้ได้ใช้ตั้งแต่ศตวรรษที่ 16 เพื่อซ่อมแซมภาวะเพดานโหว่ แพลตตินัม ใช้เป็นลวดโลหะที่ทำให้เกิดการระคายเคืองได้น้อยที่สุด เมื่อได้ทดลองในสุนัข
- เงิน ได้ใช้ลวดเงินเพื่อยึดติดกระดูกที่หักให้ติดกัน แม้ว่าโลหะชนิดนี้จะไม่เป็นพิษต่อร่างกาย แต่เนื่องจากมีความยืดหยุ่นได้น้อย จึงไม่นิยมใช้
- นิกเกิล ได้ถูกนำมาใช้ในฐานะที่เป็นโลหะสำหรับเคลือบโลหะที่ใช้ฝังในร่างกาย
- แมกนีเซียม ทำหน้าที่เป็นตัวกระตุ้นในการเร่งสร้างกระดูก

2.1.2 คำจำกัดความและความหมาย

คำที่จำเป็นต้องทราบนั้นมีอยู่ 2 คำ ซึ่งต้องแยกความหมายให้ชัดเจนคือคำว่า biomaterials และ biological materials คำว่า biomaterials นั้นมีความหมายว่า เป็นวัสดุอย่างหนึ่งอย่างใดที่นำเข้าไปฝังอยู่ในร่างกาย เพื่อทำหน้าที่เป็นอวัยวะเทียมหรือเพื่อการรักษาบางอย่าง หรือเรียกได้ว่าเป็น “วัสดุชีวภาพ” ส่วนคำว่า biological materials เป็นวัสดุที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย เรียกว่า “วัสดุทางชีววิทยา” วัสดุชีวภาพ (biomaterials) ได้ถูกจำกัดความหมายโดย Clemson Advisory Board ในการประชุมวัสดุชีวภาพนานาชาติครั้งที่ 6 (The Sixth Annual International Biomaterial Symposium) ว่า “A biomaterials is a systemically, Pharmacologically inert substance designed for implantation within or incorporation with living system” ซึ่งมีความหมายว่า เป็นวัสดุที่มีความเฉื่อยต่อเนื้อเยื่อของร่างกายทั่วไป รวมทั้งความเฉื่อยทางเภสัชวิทยาด้วย หมายความว่า ต้องไม่มีคุณสมบัติเป็นยา เมื่อนำวัสดุนั้นฝังเข้าไปในร่างกายหรือให้วัสดุนั้นไปสัมผัสเป็นส่วนใด

ส่วนหนึ่งของร่างกาย วัสดุชีวภาพนี้รวมถึงวัสดุที่ใช้ในทางทันตกรรมเพราะวัสดุดังกล่าวนี้ย่อมต้องสัมผัสเนื้อเยื่อร่างกาย โดยมีโอกาสสัมผัสหรือซึมเข้าไปในเลือดได้ เนื่องจากว่าเป้าหมายของการใช้วัสดุชีวภาพคือ การทำให้เนื้อเยื่อตามธรรมชาติและอวัยวะต่างๆของร่างกายทำหน้าที่ขึ้นมาได้อย่างปกติ จึงมีความสำคัญมากที่ต้องเข้าใจความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติ หน้าที่ และโครงสร้างของวัสดุทางชีววิทยา (biological materials) ดังนั้นต้องศึกษาเรื่องใหญ่ๆ 3 เรื่องด้วยกัน คือ วัสดุทางชีววิทยา วัสดุที่ฝังเข้าไปในร่างกาย และปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อร่างกายเรื่องที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งที่ต้องทำการศึกษาคือ สมบัติเชิงกลและไดนามิกของเนื้อเยื่อ และปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นระหว่างคุณสมบัติทั้งสอง โดยทั่วไปการศึกษานี้เรียกว่า biomechanics เพื่อที่จะนำไปใช้ออกแบบของวัสดุที่สอดใส่เข้าไปในร่างกาย

2.1.3 การประยุกต์ชีวเชิงกลให้เข้ากับวัสดุที่ฝังในร่างกาย

สมรรถภาพของวัสดุที่สอดใส่ไปนั้นจะต้องพิจารณาในด้านความเชื่อถือได้ เช่น มีปัจจัยที่สำคัญ 5 ประการ ที่เกี่ยวข้องกับการยึดติดของหัวกระดูกพีเมอร์ คือการแตกหัก การสึกหรอ การหลวม การหลุด และการติดเชื้อโรคความสำเร็จของวัสดุชีวภาพนั้นขึ้นอยู่กับปัจจัยที่สำคัญ 3 ประการ คือ คุณสมบัติและความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของวัสดุที่ฝังเข้าไป ความทนของเนื้อเยื่อต่อวัสดุที่ฝังเข้าไปและผู้ที่ทำการฝังวัสดุนั้นรวมทั้งการติดตามการเปลี่ยนแปลงของวัสดุนั้นด้วยความต้องการคุณสมบัติของการฝังแผ่นโลหะ เพื่อทำการติดตามการเปลี่ยนแปลงของวัสดุนั้น

1. การยอมรับแผ่นโลหะโดยเนื้อเยื่อนั้นๆซึ่งหมายถึงความเข้ากันได้ของเนื้อเยื่อ (biocompatibility)
2. ต้องไม่มีพิษ และไม่ทำให้เกิดโรคมะเร็ง
3. มีความเฉื่อยทางเคมี และมีความทนทานด้วย
4. มีความแข็งแรงเชิงกลเพียงพอ
5. มีช่วงการทำงานพอก่อนที่จะเกิดการล้า
6. มีการออกแบบทางวิศวกรรมที่แข็งแรง
7. มีน้ำหนักและความหนาแน่นที่เหมาะสม
8. มีราคาค่อนข้างถูก สามารถสร้างได้ง่าย และเป็นจำนวนมาก

2.2 วัสดุชีวภาพการแพทย์ออร์โธปิดิกส์

วิวัฒนาการของวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์ ได้มีการเปลี่ยนแปลงไปอย่างมากในตลอดระยะเวลา 20 ปีที่ผ่านมา ในยุคแรกของวัสดุนี้จะเป็นเรื่องของแบบพิมพ์ต่างๆ ทางด้านวิศวกรรม วัสดุที่ใช้คือโลหะไร้สนิม (stainless steel) แต่ในยุคปัจจุบันวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์มีมากถึงกว่า

40 ชนิดที่ผลิตเป็นวัสดุชีวภาพและเครื่องมือใช้ในผู้ป่วย วัสดุยุคแรกๆมีคุณลักษณะคือ ขอให้เป็นแค่เพียงวัสดุที่ใช้แล้วไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากเนื้อเยื่อข้างเคียงก็เพียงพอ แต่ปัจจุบันสิ่งที่ยังขาดคือ ต้องดูถึงปฏิกิริยาผิวสัมผัส (interfacial reaction) ระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะข้างเคียงที่รองรับ ในอดีตวัสดุที่เคยใช้นั้น ขอเพียงให้อยู่คงทนได้นานแค่หลายปี ก็พอ แต่ปัจจุบันควรมีจุดมุ่งหมายที่จะสามารถใช้งานได้คงทนถึง 20 ปี ทั้งนี้เพื่อประโยชน์สูงสุดของผู้ป่วย ในยุคก่อนนี้การตรวจทดสอบวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์มีไม่มากนัก แต่ในปัจจุบันการที่จะได้มาซึ่งวัสดุใหม่ๆที่ใช้การได้ดีและมีประสิทธิภาพนั้น ต้องผ่านการทดสอบทั้งในแง่กลศาสตร์ ในสัต์วทดลองและการทดสอบในแบบจำลองเหมือนอวัยวะของจริงในมนุษย์ เพื่อให้ได้มาซึ่งความแน่นอนว่าวัสดุนั้นมีพิษต่อร่างกายหรือเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อข้างเคียงหรือไม่ การศึกษาในห้องทดลองและจากร่างกายของผู้เสียชีวิตใหม่ๆ ในเรื่องของ การเปลี่ยนแปลงของผิววัสดุที่ใช้หรือการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อระหว่างผิววัสดุและอวัยวะที่รองรับช่วยให้เกิดความเข้าใจกระจ่างขึ้นเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงทางด้านเคมีและปฏิกิริยาของอวัยวะที่มีต่อวัสดุที่ใช้ จุดประสงค์ของการใช้วัสดุทางการแพทย์ก็คือ ใช้ทดแทนส่วนอวัยวะและหรือทำหน้าที่ของอวัยวะที่เสียไป ในขณะเดียวกันต้องเป็นวิธีการที่ปลอดภัย เชื่อถือได้ ประหยัด และไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย การที่จะบรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าวได้ก็ต้องขึ้นอยู่กับความมั่นคง ความคงทนถาวรของปฏิกิริยาที่เกิดขึ้น ระหว่างผิววัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ ต้องมีความเข้าใจว่าผิวสัมผัสของเนื้อเยื่อและวัสดุ (biomaterial-tissue interface) เปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ ฉะนั้นต้องมีการศึกษาถึงความเปลี่ยนแปลงทั้งในแง่เคมีและเซลล์ที่เกิดขึ้นเมื่อนำวัสดุไปฝังแทนอวัยวะส่วนนั้นๆ เช่นจำเป็นต้องเรียนรู้เคมีพื้นผิว (surface chemistry) การสึกกร่อนของโลหะ (metal corrosion) ปฏิกิริยาต่อพอลิเมอร์ (polymer reaction) และพฤติกรรมพื้นผิวของเซรามิกและแก้ว (ceramic & glass surface behavior) ในปีหนึ่งๆจากตัวเลขที่ปรากฏ การใช้วัสดุทางการแพทย์ในอเมริกาและยุโรปมีรวมกันมีถึง 4-5 ล้านชิ้น ชิ้นส่วนจากวัสดุที่ต่างกันกว่า 40 ชนิดที่กำลังใช้อยู่ วัสดุทางการแพทย์สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ชนิดใหญ่ๆ โดยพิจารณาในแง่ของปฏิกิริยาเนื้อเยื่อได้ตอบต่อการกระตุ้นที่ผิวสัมผัส (interfacial response)

ชนิดที่ 1 ปฏิกิริยาผิวสัมผัสเฉื่อย, พื้นผิวสัมผัสของวัสดุเรียบ (inert, smooth surface)

ชนิดที่ 2 ปฏิกิริยาผิวสัมผัสเฉื่อย, พื้นผิววัสดุมีรูพรุนเล็กๆ (inert, microporous surface)

ชนิดที่ 3 ปฏิกิริยาเคมีที่ผิวสัมผัสควบคุมได้ (controlled chemical reactive surface)

ชนิดที่ 4 ปฏิกิริยาดูดซึมที่ผิวสัมผัส (resorbable)

ชนิดที่ 1 ได้แก่ วัสดุทางการแพทย์ที่ใช้แพร่หลายในปัจจุบัน วัสดุในกลุ่มนี้สามารถเข้ากันได้ดีกับอวัยวะที่ยึดหรือทดแทนและเนื้อเยื่อข้างเคียง แต่อย่างไรก็ตามต้องเกิดมีปฏิกิริยาเนื้อเยื่อต่อวัสดุที่ใช้ โดยเกิดเป็นเนื้อเยื่อแผ่นบางๆ (fibrous capsule)หนา 0.1-10 μm ขึ้นเสมอโดยแทรกระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ ถึงแม้ว่าเนื้อเยื่อ ดังกล่าวจะแนบชิดติดกับวัสดุก็ตาม แต่ก็ไม่ได้ต่อกัน

สนิท จึงเกิดการเคลื่อนไหวยระหว่างตัววัสดุที่ใช้กับอวัยวะรองรับโดยเฉพาะเมื่อมีแรงมากกระทำ ลักษณะเช่นนี้ทำให้ความคงทนถาวรของวัสดุที่ใช้มีขีดจำกัด ตัวอย่างเช่น แผ่นโลหะและสกรูยึดกระดูก

ชนิดที่ 2 เป็นวัสดุที่เกิดขึ้นจากการวิจัยเพื่อให้มีคุณภาพดีกว่าชนิดที่ 1 ในแง่ของความมั่นคงผิวสัมผัส (interfacial stability) วัสดุในกลุ่มนี้มีรูพรุนเป็นตะขำที่กำหนดรูปแบบได้ (controlled network of porosity) ตรงบริเวณผิววัสดุเพื่อให้เนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตเข้าไปในรูพรุนที่ผิววัสดุนี้ คล้ายกับเนื้อเยื่อบริเวณเชื่อมต่อระหว่างเอ็นและกระดูก หรือพันกับเนื้อเยื่อหุ้มเหงือก ตัวอย่างเช่น ข้อตะโพกเทียมชนิดผิวโลหะมีรูพรุน

ชนิดที่ 3 เป็นวัสดุที่วิจัยขึ้นเมื่อใช้แล้วก่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมี บริเวณผิววัสดุกับเนื้อเยื่อรองรับ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือผิวสัมผัสจะประสานกันได้สนิทเหมือนธรรมชาติ ตัวอย่างเช่น glass ceramics hydroxyapatite

ชนิดที่ 4 เป็นวัสดุทางการแพทย์เมื่อใช้แทนหรือฝังในอวัยวะของส่วนร่างกายนั้นๆ แล้วเมื่อถึงเวลาที่ทำหน้าที่ครบถ้วนสมบูรณ์แล้วจะเกิดการเสื่อมสลายสภาพของส่วนร่างกายนั้นๆ แล้วเมื่อถึงเวลาที่ทำหน้าที่ครบถ้วนสมบูรณ์แล้วจะเกิดการเสื่อมสลายสภาพของวัสดุและไม่ปรากฏร่องรอยของปฏิกิริยาระหว่างผิวพื้นวัสดุกับอวัยวะที่รองรับเลย วัสดุในกลุ่มนี้ถือว่าเป็นวัสดุที่ต้องการที่สุด แต่การผลิตทำได้ยากมาก และที่มีอยู่ในปัจจุบันก็มีน้อยชนิดมาก ตัวอย่างเช่น tricalcium phosphate ceramics วัสดุทางการแพทย์ทั้ง 4 ชนิดดังกล่าวไม่ว่าจะเป็นแบบใดก็ตาม เมื่อใช้ฝังหรือทดแทนอวัยวะในร่างกายแล้ว ปฏิกิริยาเนื้อเยื่อระหว่างวัสดุและอวัยวะที่รองรับจะเป็นแบบใดก็ตามขึ้นกับชนิดของวัสดุนั้นๆ วัสดุนั้นจะคงไว้ซึ่งคุณสมบัติประจำของตัวมันเองไว้ เพื่อทำหน้าที่ต่อไปในร่างกายให้นานเท่าานานที่จะเป็นไปได้ ทั้งนี้เพื่อประโยชน์และคุณสมบัติของการใช้วัสดุทางการแพทย์ในวิชาโรคกระดูกและข้อ

2.3 วัสดุเซรามิกที่นำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

วัสดุเซรามิกที่เป็นที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เช่น วัสดุคาร์บอน ได้ถูกนำมาใช้ทำเป็นลิ้นหัวใจเทียม สายนำที่สอดผ่านผิวหนังเข้าไปในร่างกาย (percutaneous lead) และในทางทันตกรรม (dentistry) วัสดุคาร์บอนนี้ถึงแม้ว่าจะมีสีดำ แต่ก็มีข้อดีหลายอย่างที่ถูกลีเลือกนำมาใช้ก็คือทำได้ง่ายและสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อในร่างกายได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้ยังได้มีการนำเอาอะลูมินา (alumina) มาใช้งานเกี่ยวกับกระดูกและข้อต่อเทียม เพราะเป็นวัสดุที่ทนต่อแรงกดได้มากและมีความแข็งแรงอย่างยิ่งวด ในเรื่องของกระดูกและข้อต่อเทียมนี้ได้มีการพัฒนานำเอา ซิลิกอนไนไตรด์ (silicon nitride) มาใช้แทนอะลูมินา เพราะมีความแข็งแรงที่สูงกว่า เพราะน้อยกว่า และง่ายต่อการขึ้นรูปในแบบต่างๆ นอกจากนี้ยังมีไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ที่มีรูพรุน ก็ได้ถูกนำมาใช้

เป็นวัสดุที่ฝังเข้าไปในร่างกาย ในกรณีที่กระดูกหักและสำหรับกระดูกใหม่ที่สร้างสอดแทรกมาตามรูพรุนของวัสดุนี้เป็นการยึดที่มั่นคง แต่เมื่อนำมาใช้ในงานจริงก็พบว่าวัสดุเซรามิกอาจจะเปราะและความแข็งแรงลดลงได้เมื่อถูกแช่ในน้ำเกลือหรือถูกฝังไว้ในเนื้อเยื่ออ่อน ตัวอย่างการนำเซรามิกมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

1. อลูมินา (alumina, Al_2O_3) นำมาใช้เป็นกระดูกและข้อเทียม
2. ซิลิคอนไนไตรด์ (silicon nitride) นำมาใช้ในงาน turbine blade ที่มีอุณหภูมิสูง และถูกพิจารณานำมาใช้เป็นกระดูกและข้อเทียมเทียม เพราะมีความแข็งแรงกว่า เปราะน้อยกว่า และขึ้นรูปได้ง่ายกว่าอลูมินา
3. ซีโรเซียม (cerosium, ceramic-epoxy composite) ทำเป็นวัสดุที่มีรูพรุน เพื่อแก้ปัญหาที่เนื้อเยื่อจะไม่ยึดเกี่ยวกับวัสดุที่ฝัง โดยทำการทดลองในหนูและกระต่ายมาตั้งแต่ปี ค.ศ.1963 แล้วโดยฝังไว้ใต้ผิวหนัง ในกล้ามเนื้อละลายและข้อเข่านานมากกว่า 20 เดือน ไม่พบปฏิกิริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อชนิดที่ว่า การอักเสบเฉพาะที่หรือมีแนวโน้มว่าจะเป็นก้อนตุม แต่เนื้อเยื่อสามารถสอดแทรกเข้าไปยังรูพรุนได้ ต่อมา Harold Voris ได้รายงานการใช้ข้อมกระดูกกะโหลกศีรษะในคน ปรากฏว่าได้ผลดี ยึดติดได้ดี ไม่มีปฏิกิริยากับเนื้อเยื่อโดยรอบ
4. แคลเซียม อลูมิเนต (calcium aluminate, $CaO \cdot Al_2O_3$) ทำมาจากอลูมิเนียมออกไซด์ และแคลเซียมคาร์บอเนต กลุ่มที่คล้ายกัน ได้แก่ แคลเซียม ไททาเนต (calcium titanate, $CaO \cdot TiO_2$) และแคลเซียมเซอร์โคเนต (calcium Zirconate, $CaO \cdot ZrO_2$) นำมาสร้างเป็นวัสดุที่มีรูพรุน ซึ่งมีขนาดของรูพรุนต่างๆกันถึง 4 ระดับ ตั้งแต่ 45-200 ไมครอน
5. ไพโรไลติกคาร์บอน (pyrolytic carbon, omnicarbon) ใช้ทำลิ้นหัวใจเทียมที่มีข้อดีไม่ต้องใช้สารกันเลือดแข็งตัว (anticoagulant) เคลือบอีก จากการทดสอบมีอายุการใช้งานมากกว่า 100 ปี
6. แบเรียมไททาเนต (barium titanate, $BaTiO_3$) และควอตซ์ (Quartz, SiO_2) มีคุณสมบัติเป็นเพียโซอิเล็กทริกกำลังได้รับการศึกษาเพื่อพิจารณาใช้อย่างกว้างขวาง เนื่องจากมีคุณสมบัติคล้ายคลึงกับเนื้อเยื่อธรรมชาติ

2.4 สารประกอบแคลเซียมฟอสเฟต

แคลเซียมฟอสเฟต (calcium phosphate) เป็นแร่ธาตุที่มีน้ำหนักเบา มีความเสถียรทางเคมี และมีองค์ประกอบคล้ายกับเฟสที่เป็นแร่ธาตุในกระดูกจึงมักใช้ทำเป็นวัสดุสังเคราะห์ในรูปของกระดูกเทียม (artificial bone) สำหรับการฝังชนิดต่างๆ หรือสามารถใช้เป็นวัสดุพูนสำหรับเคลือบ (porous coating) ลงไปบนวัสดุสำหรับการฝังชนิดอื่นๆ ด้วยความที่องค์ประกอบของไอออนพื้นฐานของแคลเซียมฟอสเฟตสามารถพบได้ตามทั่วร่างกายของมนุษย์ ทำให้มีความเข้ากันได้กับร่างกาย

นั้นมีสูงมาก (high compatible) นอกจากนี้เซรามิกชีวภาพในกลุ่มแคลเซียมฟอสเฟตยังมีความคงทนต่อความเสียหายอันเกิดจากเชื้อจุลินทรีย์ (microbial attack), การเปลี่ยนแปลงค่า pH และสภาวะการเป็นตัวทำละลาย (solvent condition) สามารถอยู่ในรูปผลึกของเกลือได้หลากหลายชนิด เช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) และเบต้าไวลอคโคท (β-whitlockite) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสเฟต (Ca:P ratio) การเข้าร่วมปฏิกิริยาของน้ำ สารเจือปน (impurities) และอุณหภูมิ (temperature) ในสภาวะที่มีน้ำเข้าร่วม (wet environment) และที่อุณหภูมิต่ำ (< 900 °C) แคลเซียมฟอสเฟตจะอยู่ในรูปของไฮดรอกซิล (hydroxyl-; OH) หรือไฮดรอกซีอะพาไทต์ในสภาวะที่ไม่มีน้ำเข้าร่วม (dry atmosphere) และที่อุณหภูมิสูง แคลเซียมฟอสเฟตจะอยู่ในรูปของเบตาไวลอคโคท แคลเซียมฟอสเฟตทั้งสองรูปนี้มีสมบัติที่สามารถความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (tissue compatible) ได้เป็นอย่างดีเยี่ยมและมักถูกนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูกในรูปของเม็ดหรือบล็อกของแข็ง (granular or solid block) ส่วนแคลเซียมฟอสเฟตชนิดอื่นๆที่นิยมนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ ได้แก่ แอลฟาไตรแคลเซียมฟอสเฟต (α-tricalcium phosphate; α-TCP) ไบเฟสิกแคลเซียมฟอสเฟต (biphasic calcium phosphate; BCP) โมโนแคลเซียมฟอสเฟตโมโนไฮเดรต (monocalcium phosphate monohydrate; MCPM) และอะพาไทต์ที่ยังไม่ผ่านกระบวนการเผาซินเตอร์ (unsinter apatite; AP) ตารางที่ 2.1 แสดงสมบัติทางกายภาพของแคลเซียมฟอสเฟตในรูปแบบต่างๆที่นิยมใช้ในอุตสาหกรรมทางการแพทย์ ซึ่งในการประยุกต์ใช้นั้นจะพิจารณาจากสมบัติการสลายหรือการดูดซึม (biodegradable or resorbable) และการสร้างพันธะกับเนื้อเยื่อ (bioactive or surface reactive) ของตัววัสดุเป็นหลัก ความนิยมในไฮดรอกซีอะพาไทต์เนื่องจากมีความเสถียรอย่างดีเยี่ยมที่ pH สูงกว่า 4.3 ซึ่งในเลือดมีค่า pH 7.3 โดยปกติแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิกทั่วไป (conventional calcium phosphate) จะมีความสามารถในการเผาซินเตอร์ (sinterability) ที่ต่ำมาก เนื่องจากว่ามีพื้นที่ผิวที่ต่ำ (~2-5 m²/g) นอกจากนี้ยังพบอีกว่าในกระบวนการดูดซึม (resorption process) ของแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิก โดยทั่วไปจากกระบวนการสังเคราะห์ยังมีความแตกต่างจากแร่ธาตุในกระดูกอย่างสิ้นเชิง เพราะโดยทั่วไปแล้วแร่ธาตุในกระดูกจะมีขนาดในระดับนาโนเมตรและมีพื้นที่ผิวที่สูงมาก การเจริญของกระดูกจะอยู่ภายใต้เมทริกที่เป็นสารอินทรีย์มีพันธะระหว่างผลึกอย่างหลวมๆ จึงทำให้มีการดูดซึม โดยเซลล์ขนาดใหญ่ที่มีหน้าที่ทำลายหรือขจัดกระดูก (osteoclast) ที่สมบูรณ์และสม่ำเสมอ ดังนั้นแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิกที่มีขนาดอนุภาคไมครอนจึงมีพื้นที่ผิวที่ต่ำ และพันธะระหว่างผลึกที่แข็งแรง กระบวนการดูดซึมสามารถแบ่งได้เป็น 2 ขั้นตอนคือการแตกสลายของอนุภาคและการแตกตัวของผลึก สมบัติทางกล (mechanical properties) ต่างๆของแคลเซียมฟอสเฟตสังเคราะห์นั้นจะมีค่าต่างๆเป็นไปตามตารางที่ 2.1 สาเหตุที่ทำให้สมบัติเชิงกลของผลึกเชิงซ้อนของแคลเซียมฟอสเฟตมีค่าต่างๆที่กว้างนั้นเนื่องมาจากมีโครงสร้างที่แตกต่างกันและเป็นผลมาจากกระบวนการเตรียมนอกจากนี้กระบวนการ

เผาในขั้นสุดท้ายนั้นยังส่งผลให้แคลเซียมฟอสเฟตนั้นสามารถออกมาอยู่ในรูปของแคลเซียมไฮดรอกซีอะพาไทต์หรือเบตาไวลอคโคไท์ แต่ก็มีบางกรณีเมื่อเสร็จสิ้นทางกระบวนการแล้วอาจได้แคลเซียมฟอสเฟตทั้งสองโครงสร้างอยู่ภายในชิ้นงานเดียวกันข้อเสียหลักของแคลเซียมฟอสเฟตก็คือมีความแข็งแรงกลที่ต่ำ (poor mechanical strength) ภายใต้อุณหภูมิความเค้น นั้นทำให้แคลเซียมฟอสเฟตสังเคราะห์ (อนุภาคขนาดไมครอน) มีสมบัติการสร้างพันธะกับเนื้อเยื่อที่ต่ำกว่ากระดูกตามธรรมชาติ เช่นเดียวกับเซรามิกชนิดอื่นๆ ความแข็งแรงเชิงดึง (tensile strength) และความแข็งแรงเชิงอัด (compressive strength) ของแคลเซียมฟอสเฟตจะถูกควบคุมโดยรูพรุน (pores) ช่องว่าง (voids) และช่องแคบเล็กๆ (interstices) ซึ่งทั้งหมดนี้เกิดขึ้นหลังจากการทำให้แน่นตัวโดยกระบวนการเผาซินเตอร์ เนื่องจากว่าเซรามิกแคลเซียมฟอสเฟตแตกต่างจากเซรามิกขั้นสูง (advance ceramics) ทำให้การเผาซินเตอร์นั้นกระทำได้ยากจึงส่งผลให้สมบัติเชิงกลมีค่าต่ำ

ตารางที่ 2.1 สมบัติทางกายภาพของสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตในรูปแบบต่างๆ

เฟส	โครงสร้างเคมี	อัตราส่วน Ca/P
Hydroxyapatite (HAp)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1.67
β -Tricalcium Phosphate	$\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1.5
Calcium deficient Hydroxyapatite	$\text{Ca}_{10-x}(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{OH})_2$	1.5-1.67
Etracalcium Phosphate (TTCP)	$\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$	2

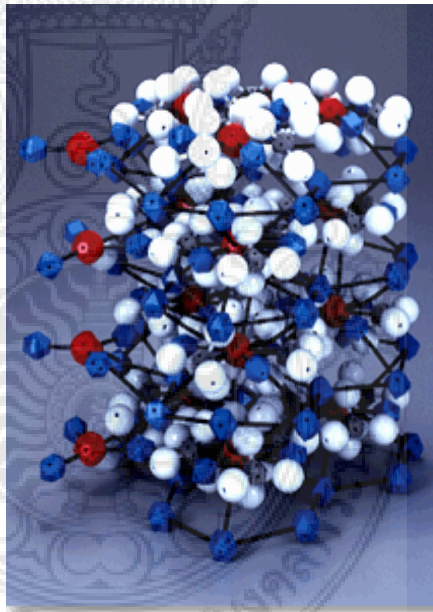
2.5 ไฮดรอกซีอะพาไทต์

ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite, HAp) มีสูตรทางเคมีเป็น $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ จัดเป็นวัสดุที่มีโครงสร้างและลักษณะทางเคมีคล้ายกับโครงสร้างทางเคมีของกระดูกของสัตว์มีกระดูกสันหลังทั่วไปและเป็นวัสดุที่มีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) อย่างดีเยี่ยมกับเนื้อเยื่อแข็งของมนุษย์ (Human hard tissue) วัสดุนี้นี้จึงถูกนำมาศึกษาเพื่อที่จะถูกนำมาใช้ประโยชน์เป็นวัสดุทดแทนกระดูก (Bone replacement material) แต่การใช้วัสดุไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่สังเคราะห์ขึ้นมา ค่อนข้างจำกัดในเรื่องของการนำมาใช้เฉพาะเป็นวัสดุแบบไม่รองรับน้ำหนัก (Non-load-bearing implant) เท่านั้น ทั้งนี้เพราะว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์มีสมบัติเชิงกลที่ไม่ดี กล่าวคือความแข็งแรง (Strength) และความต้านทานต่อการแตกร้าว (Fracture toughness) ต่ำเมื่อเทียบกับกระดูกจริงของมนุษย์ ผลสืบเนื่องมาจากความแตกต่างทางด้านองค์ประกอบรอง (Minor composition) และโครงสร้างจุลภาค (Microstructure) ระหว่างกระดูกจริงกับวัสดุสังเคราะห์ไฮดรอกซีอะพาไทต์ โดยทั่วไปแล้ววัสดุสังเคราะห์ไฮดรอกซีอะพาไทต์จะเป็นแบบ ไอโซโทรปิก (Isotropic) คือสมบัติไม่ขึ้นกับทิศทางหรือการจัดตัวของผลึกและส่วนใหญ่มีขนาดเกรน (Grain size) ที่ใหญ่กว่า

กระดูกจริง นอกจากนี้กระดูกจริงจะประกอบไปด้วยวัสดุผสมระหว่างสารอินทรีย์คอลลาเจน (Organic collagen) และสารอนินทรีย์ คือ แอปาไทต์ชีวภาพ (Biological apatite) ดังนั้นโครงสร้างของวัสดุสังเคราะห์ของไฮดรอกซีแอปาไทต์ จึงต้องเข้าได้ดีกับองค์ประกอบของกระดูกจริงและต้องมีความสมบัติเชิงกลที่ดี

2.5.1 โครงสร้างไฮดรอกซีแอปาไทต์

ในเทอมของแอปาไทต์ (Apatite) อธิบายได้ว่าเป็นกลุ่มของสารประกอบที่มีโครงสร้างเหมือนกันแต่ไม่จำเป็นต้องมีองค์ประกอบเดียวกันกับไฮดรอกซีแอปาไทต์ โดยเฉพาะ แคลเซียมไฮดรอกซีแอปาไทต์ ซึ่งอยู่ในรูปของสารประกอบ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ โครงสร้างของแคลเซียมไฮดรอกซีแอปาไทต์ แสดงตำแหน่งที่แน่นอนในผลึก ซึ่งถูกกำหนดจากแร่ธาตุแต่ละธาตุ โดยโครงสร้างแคลเซียมไฮดรอกซีแอปาไทต์จะมีโครงสร้างแบบเฮกซะโกนอลมีกลุ่มปริภูมิ (Space group) $P6_3/m$ มีค่า $a = b = 9.43$ และ $c = 6.88$ angstrom และมุม $\alpha = \beta = 90^\circ$, $\gamma = 120^\circ$



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของไฮดรอกซีแอปาไทต์

ไฮดรอกซีแอปาไทต์บริสุทธิ์มีองค์ประกอบทางทฤษฎีคือ มี Ca อยู่ 39.68% โดยน้ำหนัก และ P 18.45% โดยน้ำหนัก และมีอัตราส่วนระหว่าง Ca/P คือ 2.151 โดยน้ำหนัก หรือ 1.67 โดยโมล เฟสที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับอัตราส่วนของ Ca/P ในเชิงพาณิชย์อัตราส่วนโดยโมลระหว่าง Ca/P ของวัสดุไฮดรอกซีแอปาไทต์จะอยู่ในช่วง 1.57-1.70.

2.5.2 การเตรียมผงไฮดรอกซีแอสปาไทต์ด้วยวิธีการตกตะกอนทางเคมี

การเตรียมวัสดุไฮดรอกซีแอสปาไทต์มีอยู่หลายวิธี ซึ่งแต่ละวิธีมีขั้นตอนการเตรียมและข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไป วิธีหลัก ๆ ที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันมีอยู่ 5 วิธี ได้แก่ การเตรียมวัสดุผงจากปฏิกิริยาสถานะของแข็ง การเตรียมวัสดุผงจากการตกตะกอน การเตรียมวัสดุผงด้วยเทคนิค ไฮโดรเทอร์มอล การเตรียมวัสดุผงด้วยเทคนิคโซล-เจลและวิธีการสังเคราะห์วัสดุผงโดยวิธี Pechini หรือวิธีพอลิเมอร์เชิงซ้อน สำหรับในงานวิจัยนี้จะเตรียมโดยใช้วิธีการตกตะกอนทางเคมี

การเตรียมวัสดุผงจากการตกตะกอนทางเคมี (Precipitation) เป็นเทคนิคเชิงเคมี ประเภทปริมาณวิเคราะห์ (Quantitative analysis) แบบเปียกประเภทหนึ่งที่มีมานานและถูกนำมาใช้ ในการเตรียมสารประกอบของเกลืออนินทรีย์ต่างๆ ได้อย่างมากมาย การตกตะกอนเป็นการทำให้โมเลกุลหรือไอออนที่ละลายอยู่ใน สารละลายเกิดการแยกตัวออกมาจากสารละลาย โดยอาศัยการเติมสารเคมีที่เหมาะสมที่เรียกว่า ปริสิพิแทนต์ (Precipitant) อย่างช้า ๆ ในปริมาณที่เหมาะสม หรือมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิหรือ ความดันเพื่อลดขีดความสามารถในการละลายของระบบลดลงทำให้ระบบมีการตกตะกอนเกิดขึ้นได้ ซึ่งการตกตะกอนจะประกอบด้วยกลไกสำคัญคือ การเกิดนิวเคลียส (Nucleation) และการ เติบโต (Growth) โมเลกุลหรือไอออนของสารแปลกปลอมที่ปะปนอยู่ในสารละลาย โดยการเกาะแนบอยู่กับพื้นผิวบางส่วนของอนุภาคอะตอม สามารถที่จะทำให้กลไกการเติบโตของระบบ เปลี่ยนแปลงได้อยู่เสมอ นอกจากนี้การเติบโตของตะกอนตามแนวแกนของผลึกด้วยอัตราการเติบโตที่แตกต่างกัน ยังเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้ตะกอนที่ได้มีรูปร่างเป็นแบบขึ้นกับทิศทาง (Anisotropy) การควบคุมการตกตะกอนนั้น สามารถทำได้ด้วยการควบคุมอัตราการผสมกับอุณหภูมิของสารละลาย นอกจากนี้ยังมีตัวแปรที่สำคัญอื่น ๆ อีก ได้แก่ ความเข้มข้นของสารละลาย ค่าพีเอช (pH) อัตราการผสมกันและการกวนสารละลายให้เข้ากัน ในการตกตะกอนนั้น จำเป็นจะต้องมีการทิ้งสารละลายเอาไว้ช่วงเวลาหนึ่ง เพื่อให้การตกตะกอนเป็นไปอย่างสมบูรณ์ เทคนิคการตกตะกอนสามารถใช้วัสดุผงที่มีความบริสุทธิ์สูงและมีขนาดอนุภาคเล็ก ตัวอย่างการนำเทคนิคการตกตะกอนไปใช้ในการเตรียมวัสดุผงไฮดรอกซีแอสปาไทต์ จากรายงานวิจัยของ Sung et al., 2004 โดยในการเตรียมจะใช้การทำปฏิกิริยาของแคลเซียมไนเตรต ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) และแอมโมเนียมไฮโดรเจนฟอสเฟต ($(\text{NH}_4)_2\text{H}_2\text{PO}_4$) ที่ละลายในน้ำกลั่น จากนั้นคนให้สารละลายเข้ากัน เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ซึ่งจะเกิดการตกตะกอนที่สมบูรณ์แล้วปล่อยให้ทิ้งไว้ 12 ชั่วโมงโดยที่ไม่มีการคน ทำการล้างด้วยน้ำกลั่นแล้วกรองเอาตะกอนจากสารละลายทิ้งให้ตะกอนแห้งที่อุณหภูมิห้องในอากาศ ซึ่งจะได้อัตราผงไฮดรอกซีแอสปาไทต์ที่ยังไม่เป็นผลึก จากนั้นทำการแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 500-1000°C ซึ่งจะได้อัตราผงไฮดรอกซีแอสปาไทต์ที่เป็นผลึกเกิดขึ้น

2.6 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) เป็นความสามารถของวัสดุที่มนุษย์พัฒนาขึ้น ที่คงอยู่ได้ภายในร่างกายสิ่งมีชีวิตในช่วงเวลาหนึ่ง โดยไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้น ๆ วัสดุทุกชนิดที่นำมาใช้เป็นวัสดุในทางการแพทย์นั้นล้วนแล้วแต่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ แต่จะมีมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับประเภทการใช้งาน คำว่าความเข้ากันได้ทางชีวภาพจะครอบคลุมคุณสมบัติค่อนข้างกว้าง ซึ่งอธิบายได้ดังนี้

1. วัสดุสามารถมีพันธะยึดเกาะกัน โดยวัสดุจะต้องสามารถมีพันธะยึดเกาะกับส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย
2. วัสดุมีผลต่อการแบ่งตัวของเซลล์ ซึ่งจะทำให้เซลล์เจริญเติบโตผิดปกติ
3. วัสดุมีความเข้ากันได้เล็กน้อยหรือไม่มีเลย

ในการศึกษาไบโอแอคติวิตีของวัสดุ (การศึกษาความเข้ากันได้ของร่างกายมนุษย์) จะมีการศึกษาแยกเป็น 2 ส่วน คือ การทดสอบในห้องปฏิบัติการ (*In vitro* study) และการศึกษาในสัตว์ทดลอง (*In vivo* study) ตามปกติต้องทำการศึกษาในห้องปฏิบัติการก่อน เพื่อเป็นการตรวจสอบเบื้องต้นก่อนการนำไปใช้ในสัตว์ทดลอง ซึ่งการศึกษาวัดในในห้องปฏิบัติการนั้นมีหลักการดังนี้ นำวัสดุมาไว้ในสภาวะจำลองทางชีวภาพของร่างกายในช่วงระยะเวลาต่าง ๆ แล้วศึกษาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับวัสดุ ทั้งทางด้านเคมี ทางกายภาพ และโครงสร้างจุลภาค ทำให้ได้ข้อมูลเบื้องต้นว่าวัสดุอยู่ในประเภทใด (ค่อนข้างเฉื่อย ไบโอแอคทีฟ หรือละลายเมื่ออยู่ในร่างกาย) เพื่อที่จะช่วยในการทำนายผลที่จะเกิดขึ้นเมื่อนำมาทดสอบในสัตว์ หลังจากนั้นจึงจะนำวัสดุนั้น ๆ มาศึกษาในสัตว์ทดลอง เช่น หนู กระต่าย ลิง เป็นต้น โดยศึกษาในผลที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้น ๆ และศึกษาผลในระยะยาว ผลการศึกษาเหล่านี้จะเป็นตัวช่วยในการตัดสินใจว่าวัสดุนั้น ๆ เหมาะสมกับการใช้งานประเภทใด

2.7 เครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์ [18-19]

เครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์สำหรับงานวิจัยนี้ประกอบด้วย

- เครื่องวิเคราะห์โครงสร้างผลึก (X-ray diffraction : XRD)
- เครื่องมือวิเคราะห์สารด้วยอินฟราเรด
(Fourier Transform Infrared Spectrometer: FT-IR)
- กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM)

2.7.1 เครื่องวิเคราะห์โครงสร้างผลึก

เทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์เป็นเทคนิคการวิเคราะห์แบบไม่ทำลายสารตัวอย่าง (Non-destructive analysis) ซึ่งนำมาใช้ในการตรวจวิเคราะห์ชนิดของเฟสที่ปรากฏในวัสดุเบื้องต้น ข้อมูลที่ได้จากการตรวจวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จะประกอบด้วยข้อมูลของชุดค่า d - spacing และความเข้มของรังสีที่ตรวจจับได้ ซึ่งสามารถนำไปใช้ในการคำนวณหาค่าแลตทิซพารามิเตอร์ (Lattice parameters) โครงสร้างผลึก (Crystal structure) อย่างคร่าวๆ ชนิดของเฟสที่ปรากฏ ขนาดของเกรน (Grain size) และในบางกรณียังสามารถใช้ในการวิเคราะห์ลักษณะการจัดเรียงของส่วนประกอบของโครงสร้าง (Texture analysis) ได้อีกด้วย

รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 0.01 ถึง 10 นาโนเมตร เมื่อรังสีเอกซ์เกิดอันตรกิริยากับสารจะทำให้เกิดปรากฏการณ์ต่างๆ เช่น การเปล่งแสง การดูดกลืน การกระเจิง หรือการเลี้ยวเบน ซึ่งปรากฏการณ์เหล่านี้จะมีลักษณะเฉพาะที่ขึ้นอยู่กับสารแต่ละชนิด เนื่องจากของแข็งที่เป็นผลึกจะมีการจัดเรียงอะตอมอย่างเป็นระเบียบในสามมิติและมีหลายชุดระนาบ เมื่อรังสีเอกซ์มาตกกระทบบนผิวของชุดระนาบต่างๆ ด้วยมุมที่เหมาะสมจะทำให้เกิดพฤติกรรมการเลี้ยวเบน ซึ่งการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ สามารถนำไปใช้วิเคราะห์สำหรับตัวอย่างที่เป็นผง (Powder X – ray Diffraction) และสำหรับตัวอย่างที่เป็นผลึกเดี่ยว (Single – crystal X – ray Diffraction)

1. ตัวอย่างที่เป็นผง ซึ่งสามารถวิเคราะห์ชนิดของวัสดุได้เนื่องจากการเกิดการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ จะให้สเปกตรัมที่เป็นลักษณะเฉพาะของแต่ละธาตุ สามารถบอกวิภาคเชิงผลึกของวัสดุได้ว่าเป็นผลึกหรือเป็นอสัณฐาน เทคนิคนี้มีประโยชน์ในการวิเคราะห์ลักษณะของตัวเร่งปฏิกิริยาวิวิธพันธุ์เพราะสามารถบอกชนิดของสารที่อยู่ในตัวเร่งปฏิกิริยารวมทั้งวิภาคของวัสดุได้

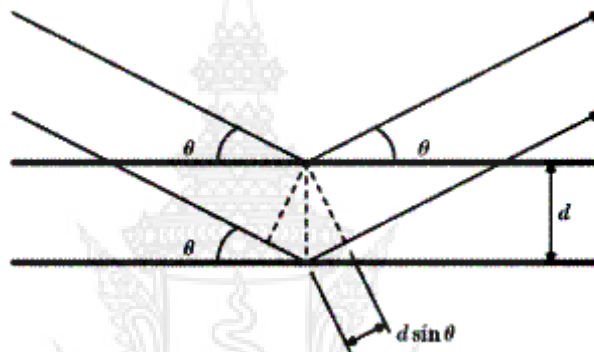
2. ตัวอย่างที่เป็นผลึกเดี่ยวสามารถหาโครงสร้างของโมเลกุลได้ คือ สามารถบอกการจัดเรียงตัวของอะตอม ความยาวพันธะ มุมระหว่างอะตอมในโมเลกุล เนื่องจากวัสดุตัวอย่างสำหรับเทคนิคนี้ต้องเป็นผลึกเดี่ยว ดังนั้นขั้นตอนการตกผลึกจึงมีความสำคัญมากในการศึกษาตัวเร่งปฏิกิริยาวิวิธพันธุ์นั้น

การเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากผลึกจะเกิดขึ้นได้เมื่อรังสีเอกซ์ตกกระทบผลึกแล้วเกิดการกระเจิง โดยชนกับอิเล็กตรอนในอะตอมของผลึก รังสีเอกซ์ที่กระเจิงนี้ยังคงมีความยาวคลื่นไม่เปลี่ยนแปลงซึ่งเรียกว่า การกระเจิงแบบอาพันธ์ (Coherent scattering) หรือการกระเจิงแบบแบรกก์ (Bragg scattering) การเลี้ยวเบนนี้อธิบายได้ 2 แบบ คือ ตามสมการของเลาเอ (Laue equation) และตามกฎของแบรกก์ (Bragg's law) แต่ในที่นี้จะอธิบายตามกฎของแบรกก์ ซึ่งเหมาะกับผลึกผง เมื่อรังสีเอกซ์ความยาวคลื่น λ ตกกระทบผลึกจะเกิดการกระเจิงจากชุดระนาบของอะตอม ถ้ามุมตกกระทบ θ ทำมุมที่พอเหมาะกับระนาบผลึกและ d คือระยะระหว่างระนาบในชุดเดียวกัน สำหรับ

รังสีเอกซ์ที่กระเจิงจะทำมุม 2θ กับแนวรังสีตกกระทบ ซึ่งรังสีทั้งสองจะมีค่าความแตกต่างของทางเดิน (Path difference) และมีค่าเป็นจำนวนเท่าของความยาวคลื่นที่ตกกระทบ นั่นคือรังสีเอกซ์ทั้งสองอยู่ในเฟสเดียวกัน จะได้

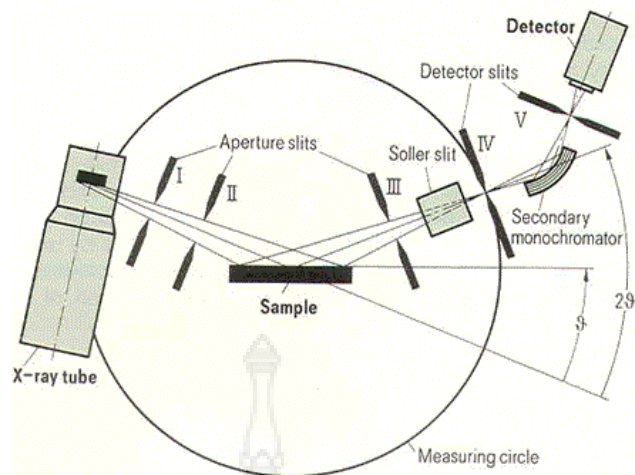
$$2d \sin \theta = n\lambda$$

โดยที่ n คือ เลขจำนวนเต็มมีค่าเท่ากับ $0, \pm 1, \pm 2, \dots$
 λ คือ ความยาวคลื่นของรังสีเอกซ์



รูปที่ 2.2 การเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากผลึก

เครื่องมือที่วัดการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์คือ เอกซ์เรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์ (X - ray diffractometer) เป็นเครื่องมือที่ใช้รังสีเอกซ์ที่มีความยาวคลื่นค่าเดียว และใช้กับตัวอย่างแร่ที่บดเป็นผงละเอียดอัดลงในที่ใส่ตัวอย่างหรือฉาบบนแผ่นสไลด์ เครื่องนี้จะปล่อยรังสีให้ตกกระทบบนตัวอย่างโดยตัวอย่างจะหมุนไป โดยทำมุม θ กับแนวยิง หลอดสำหรับนับความเข้มชั้นของรังสีที่สะท้อนออกจากผงผลึกจะหมุนไปเช่นกันเป็นมุมเท่ากับ 2θ เครื่องนับความเข้มของรังสีจะส่งข้อมูลที่ได้ไปยังเครื่องขยาย (Amplified) และแปลงค่าเป็นตัวเลขหรือบันทึกบนกระดาษตารางบันทึก ซึ่งเคลื่อนที่ในอัตราเร็วที่ปรับได้ตามต้องการ



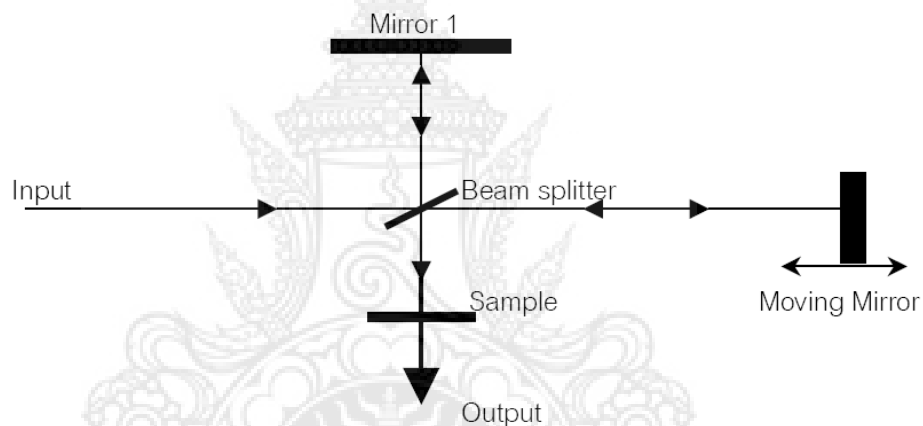
รูปที่ 2.3 การทำงานของเอกซเรย์ดิฟแฟรคโตมิเตอร์



รูปที่ 2.4 เครื่องเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์

2.7.2 เครื่องมือวิเคราะห์สารด้วยอินฟราเรด

เครื่องมือวิเคราะห์สารด้วยอินฟราเรด เป็นเครื่องมือวิเคราะห์ขั้นสูง ที่พัฒนามาจาก เครื่อง IR Spectrometer เพื่อให้สามารถทำงานได้รวดเร็วขึ้น มีความสามารถในการแยกสูง และสภาพไฟสูง สามารถวิเคราะห์สารตัวอย่างที่มีในปริมาณน้อยๆได้ แหล่งกำเนิดคลื่นอินฟราเรดของเครื่อง FT-IR Spectrometer เป็นแท่งเซรามิกที่เผาด้วยขดลวดความร้อน ทำให้เกิดรังสีอินฟราเรด สู่กระจกเงาที่ทำด้วยโลหะขัดมัน สะท้อนคลื่นแสงสู่ส่วนสำคัญคือตัวแยกแสง (Beam Splitter) เพื่อแยกคลื่นแสงออกเป็นสองส่วนเท่าๆกัน ส่วนหนึ่งจะผ่านทะลุออกไป อีก ส่วนหนึ่งจะสะท้อนกลับสู่กระจกเงาที่คลื่นที่ได้ โดยมีแสงเลเซอร์ปรับระยะการเคลื่อนที่ของกระจก ให้มีระยะและทิศทางที่คลื่นแสงทั้งสองส่วนมารวมกันเป็นลำแสงเดี่ยวผ่านไปยังสารตัวอย่าง ซึ่งเรียกระบบนี้ว่า The Michelson Interferometer ดังแสดงในรูปที่ 2.5

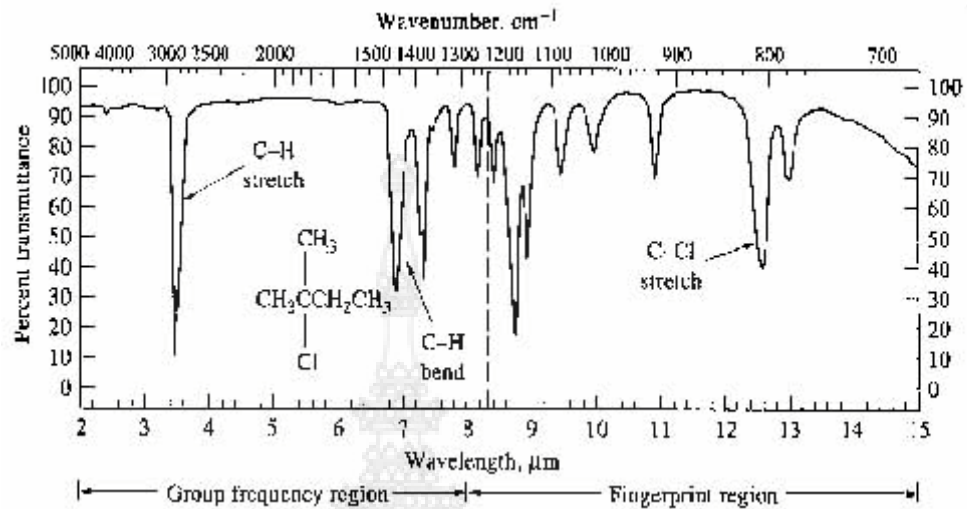


รูปที่ 2.5 แสดงแผนภูมิระบบ The Michelson Interferometer

คลื่นรังสีอินฟราเรดเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มองไม่เห็นด้วยตาเปล่าแต่ให้ความร้อนที่สัมผัสได้อยู่ระหว่างย่านที่มองเห็น (Visible region) กับย่านไมโครเวฟ ความยาวของคลื่นอินฟราเรดแบ่งเป็นช่วงๆคือ ช่วง wave number 4,000 – 12,800 cm^{-1} (2.5 – 0.78 ไมโครเมตร) เป็นย่านอินฟราเรดใกล้(Near infrared region) ช่วง wave number 200 – 4,000 cm^{-1} (50-2.5 ไมโครเมตร) เป็นย่านอินฟราเรดกลาง (Middle infrared region) ช่วง wave number 10 – 200 cm^{-1} (1,000 – 50 ไมโครเมตร) เป็นย่านอินฟราเรดไกล (Far infrared region) นักเคมีวิเคราะห์จะให้ความสนใจและใช้ประโยชน์คลื่นรังสีอินฟราเรดช่วงกลาง (Middle IR.) มากกว่าช่วงอื่น

คลื่นอินฟราเรดในช่วง wave number 4,000 – 400 cm^{-1} ซึ่งจัดเป็นแสงอินฟราเรดช่วงกลาง (Middle IR.) มีความถี่ซึ่งตรงกับความถี่ของการสั่นของพันธะโควาเลนต์ในโมเลกุลของสาร เมื่อสารตัวอย่างได้รับพลังงานจากคลื่นรังสีอินฟราเรดที่พอเหมาะจะเกิดการสั่นหรือการหมุนของพันธะของโมเลกุลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าโมเมนต์ขั้วคู่ของโมเลกุล ทำให้โมเลกุลเกิดการดูดกลืนแสง

แล้ววัดแสงที่ส่งผ่านออกมา แสดงผลเป็นความสัมพันธ์ของความถี่หรือ wave number กับค่าการส่งผ่านของแสง เรียกว่า อินฟราเรด สเปกตรัม (Infrared Spectrum –IR spectrum) ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แสดงอินฟราเรดสเปกตรัม

อินฟราเรดสเปกตรัมเป็นข้อมูลเฉพาะตัวของสารแต่ละชนิด ซึ่งแตกต่างจากสารชนิดอื่น โมเลกุลที่มีพันธะต่างชนิดกันจะมีความถี่ของการดูดกลืนคลื่นต่างกัน ทำให้ทราบข้อมูลเกี่ยวกับโครงสร้างของโมเลกุลของสารนั้นๆว่ามีหมู่ฟังก์ชันอะไรบ้าง ในตำแหน่งไหน เช่นสารกลุ่มแอลกอฮอล์ จะพีคของพันธะ O-H อยู่ที่ประมาณ 3,300-3,600 cm^{-1} หมู่เอมีน มีพีคพันธะ N-H อยู่ที่ 3,500 cm^{-1} สารเอสเทอร์ พีคของหมู่ C-O อยู่ที่ประมาณ 1,000-1,300 cm^{-1} เป็นต้น

เมื่อพิจารณาในรายละเอียดที่ปรากฏใน IR spectrum พีคในช่วง 1,350 – 4,000 cm^{-1} จะเป็นช่วงความถี่ของแถบการดูดกลืนคลื่นแสงของพันธะในของหมู่ฟังก์ชันต่างๆที่ค่อนข้างคงที่ ซึ่งกำหนดเป็นย่านความถี่ของหมู่ฟังก์ชัน (Group functional region) และในช่วงประมาณ 910 – 1,350 cm^{-1} จะได้แถบการดูดกลืนคลื่นแสง ที่มีลักษณะเป็นเอกลักษณ์เฉพาะตัว เรียกว่าย่านรอยพิมพ์นิ้วมือ (Finger print region)

การใช้เครื่อง FT-IR Spectrometer วิเคราะห์ตัวอย่างใช้เวลาไม่นานและไม่ต้องนำตัวอย่างสารเคมีจึงนิยมนำมาใช้ประโยชน์ในด้านการวิเคราะห์ เพื่อการตรวจสอบสารในเชิงคุณภาพ หรือเพื่อการยืนยันสูตรโครงสร้างของสารตัวอย่าง โดยการพิจารณา เปรียบเทียบจากอินฟราเรด สเปกตรัมของสารประกอบ

มาตรฐานกับตัวอย่าง ที่วัดในตัวอย่างชนิดเดียวกัน เมื่อนำมาเปรียบเทียบกัน พีคต่อพีค ถ้าตรงกันเหมือนกันย่อมแสดงว่าเป็นสารชนิดเดียวกัน เช่นการวิเคราะห์ชนิดหมึกพิมพ์บนแผ่นกระดาษ ชนิดเส้นใยของสิ่งทอ สารเคลือบผิวภาชนะบรรจุอาหาร ตัวอย่างโพลีเมอร์ แผ่นพลาสติก เป็นต้น

นอกจากนี้ยังสามารถใช้ในการวิเคราะห์เชิงปริมาณโดยการเทียบ ค่า %Transmittance เช่น การหาปริมาณตัวยา, สารออกฤทธิ์ในยาเม็ด เป็นต้น



รูปที่ 2.7 เครื่อง FT-IR Spectrometer

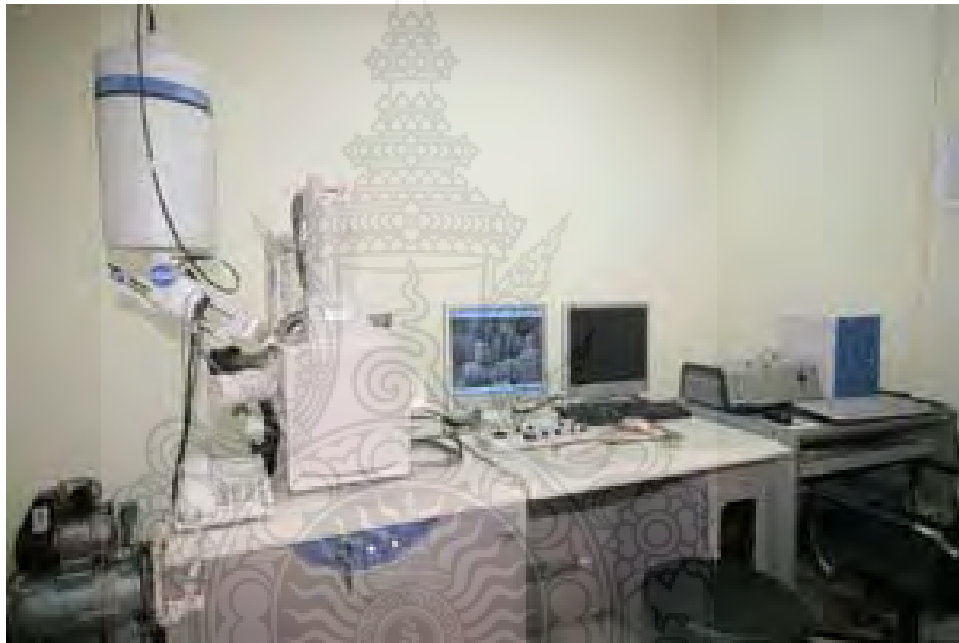
2.7.3 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

เทคนิคที่สามารถสร้างภาพสามมิติจากสัญญาณของอิเล็กตรอน ซึ่งมีหลักการดังนี้เมื่ออิเล็กตรอนมีพลังงานสูง (primary electron) กระแทกหรือทำปฏิกิริยากับวัตถุอาจทำให้เกิดปรากฏการณ์ต่างๆ เหล่านี้ (เวคิน นพนิตย์. 2527 : 85-89) อิเล็กตรอนของวัตถุนั้นถูกกระแทกให้หลุดออกจากกันเป็น secondary electron หากวัตถุนั้นมีองค์ประกอบต่างกันจะมีปริมาณ secondary electron ที่แตกต่างกันด้วยปริมาณที่แตกต่างกันนี้สามารถตรวจวัดและแปลผลเป็นภาพ เรียกว่า secondary electron image(SEI)อิเล็กตรอนกระแทกลงบนวัตถุแล้วเกิดการกระเจิงกลับเป็น backscattered มีปริมาณ 85% ของ primary electron ทั้งหมดหากวัตถุนั้นมีองค์ประกอบต่างกันก็จะมีปริมาณ backscattered ที่แตกต่างกันด้วยปริมาณที่แตกต่างกันนี้สามารถตรวจวัดและแปลผลเป็นภาพได้ เรียกว่า backscattered image (BEI) ซึ่งสามารถบอกความแตกต่างของตำแหน่งธาตุที่พบในวัตถุนั้นได้ วัตถุมีความบางมาก (ไม่เกิน 200 nm) อิเล็กตรอนสามารถทะลุผ่านวัตถุนั้นไปได้อะตอมเมื่ออิเล็กตรอนหลุดออกไป อิเล็กตรอนที่วิ่งอยู่ในวงชั้นนอกที่มีระดับพลังงานสูงกว่าจะปลดปล่อยพลังงานบางส่วนออกมาแล้วเข้าไปแทนที่อิเล็กตรอนที่หลุดออกไป เพื่อรักษาความเสถียรของอะตอม พลังงานที่ปลดปล่อยออกมานี้เรียกว่า X-rays ซึ่งมีระดับพลังงานเฉพาะในธาตุแต่ละชนิด ระดับพลังงานที่แตกต่างกันนี้สามารถตรวจวัดเพื่อแปลผลเป็นชนิดและปริมาณของธาตุที่เป็นองค์ประกอบของวัตถุนั้นได้ ดังนั้นกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจึงมักมีเครื่องแปลผลระดับพลังงาน X-rays เป็นชนิดและปริมาณของธาตุ ที่เรียกว่าเครื่องวิเคราะห์ธาตุ (Energy dispersive X-rays spectrometry, EDX หรือ EDS) อิเล็กตรอนบางส่วนอาจถูกวัตถุดูดกลืนและ

เปลี่ยนเป็นพลังงานรูปอื่นได้เช่น แสง ความร้อน เป็นต้น องค์ประกอบของกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด column unit ประกอบด้วย

1. filament gun เป็นส่วนที่ทำหน้าที่สร้าง electron beam ด้วย

- การเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้าไปยังโลหะ tungsten (filament) จนแรงให้เกิดการปลดปล่อย electron
- beam วิ่งลงมายังขั้วบวก (anode) ที่อยู่ด้านล่างให้ผ่านสุญญากาศใน column จนถึงตัวอย่างด้วยการ
- ควบคุมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจาก electromagnetic lens



รูปที่ 2.8 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาการเตรียมคอมโพสิตระดับนาโนเมตรระหว่างไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HAp) และ ซิงค์เฟอร์ไรท์ ($ZnFe_2O_4$) วิธีการทดลองได้แบ่งออกเป็น 5 ส่วน ส่วนที่ 1 การเตรียมสารประกอบแคลเซียมออกไซด์จากเปลือกไข่ ส่วนที่ 2 จะกล่าวถึงการเตรียมไฮดรอกซีอะพาไทต์ ส่วนที่ 3 การเตรียมซิงค์เฟอร์ไรท์ ส่วนที่ 4 การเตรียมคอมโพสิตระดับนาโนเมตรระหว่าง HAp และ $ZnFe_2O_4$ ด้วยกระบวนการบดเชิงกล ส่วนที่ 5 การศึกษาความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์ ด้วยวิธี MTT assay โดยมีรายละเอียดดังนี้

3.1 การเตรียมสารประกอบแคลเซียมออกไซด์จากเปลือกไข่

การเตรียมเปลือกไข่ และการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของเปลือกไข่ เพื่อเตรียมสารประกอบแคลเซียมคาร์บอเนต ($CaCO_3$) สำหรับเป็นสารตั้งต้นของแคลเซียมในการปลูกผลึกอะพาไทต์ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 โดยมีขั้นตอนดังนี้

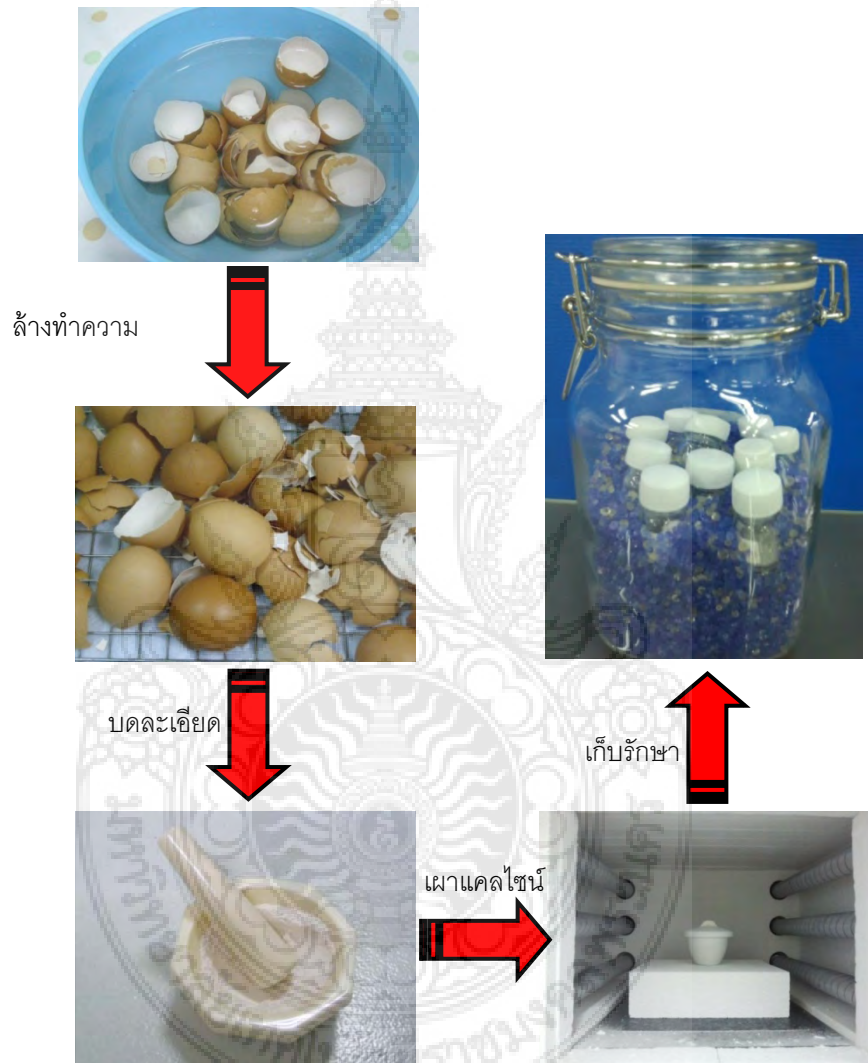
1. ทำความสะอาดเปลือกไข่ไก่โดยการล้างน้ำและทำการลอกเยื่อที่ติดกับเปลือกไข่ไก่ออก แล้วล้างด้วยน้ำสะอาดอีกครั้งเพื่อกำจัดสิ่งสกปรกที่ติดค้างออก
2. นำเปลือกไข่ไก่ไปตากให้แห้งและบดให้ละเอียด
3. นำผงเปลือกไข่ไก่ ไปเผาที่อุณหภูมิต่างๆ ตั้งแต่ 100, 200, 300 จนกระทั่งถึง 1300 องศาเซลเซียส อุณหภูมิละ 4 ชั่วโมง ด้วยอัตรา 5 องศาเซลเซียสต่อนาที
4. ปลออยให้เย็นลงถึงอุณหภูมิห้อง แล้วเก็บไว้ในโถกันความชื้น
5. นำตัวอย่างผงเปลือกไข่ไก่ที่เผา ณ อุณหภูมิต่างๆ มาศึกษาโครงสร้างของผลึก ด้วยเครื่อง X-ray diffractometer (XRD)

รูป 3.2 แสดงรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงเปลือกไข่ก่อน และเผากการแคลไซน์ในบรรยากาศปกติช่วงอุณหภูมิ 900 ถึง 1300 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง โดยพบว่า โครงสร้างผลึกของเปลือกไข่ไก่เป็นสารประกอบแคลเซียมคาร์บอเนต ($CaCO_3$) โดยมีโครงสร้างเฟสเป็น แคลไซด์ โดยเปรียบเทียบกับมาตรฐานอ้างอิงของแฟ้ม Joint Committee on Powder Diffraction Standard (JCPDS) หมายเลข 12-1690 เมื่อเผาที่อุณหภูมิสูงขึ้นตั้งแต่อุณหภูมิ 200 – 600 องศาเซลเซียส ไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆ แต่เมื่อเผาที่อุณหภูมิ 700 องศาเซลเซียส พบว่า ทั้งเปลือกไข่ไก่มีเฟสใหม่เกิดขึ้น โดยที่เฟสแคลไซด์เริ่มลดลง และเมื่อเผาที่อุณหภูมิสูงขึ้น ความสูงของพีคของเฟสใหม่นี้สูงขึ้น ในขณะที่ความสูงของพีคของเฟสแคลไซด์นั้นลดลง และเมื่อเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เฟสแคลไซด์หายไปมีแต่เฟสใหม่เพียงอย่างเดียว โดยเฟสใหม่ที่เกิดขึ้นนี้ เมื่อเทียบกับมาตรฐานอ้างอิงของแฟ้ม JCPDS พบว่าตรงกับหมายเลข 48-1467 เป็นเฟสแคลเซียมออกไซด์

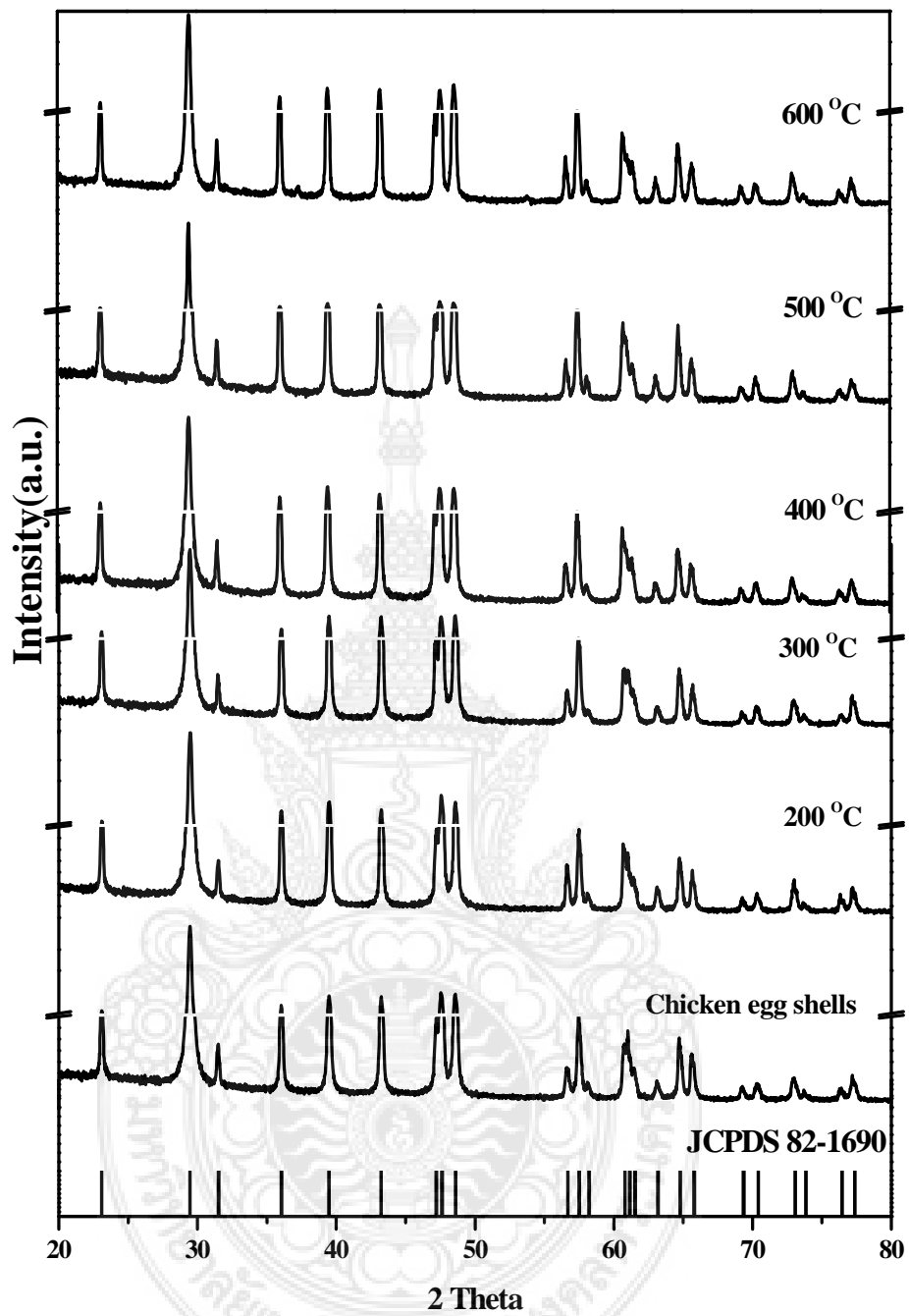
(CaO) และเมื่อเผาที่อุณหภูมิสูงขึ้นไปถึง 1300 องศาเซลเซียส พบว่า เฟสของแคลเซียมออกไซด์ไม่มีการเปลี่ยนแปลง และไม่ตรวจพบองค์ประกอบของสารอื่น ดังแสดงในรูปที่ 3.1 และ 2.2 และปฏิกิริยาที่เปลี่ยนแปลงเป็นไปดังสมการที่ 1 [25]:



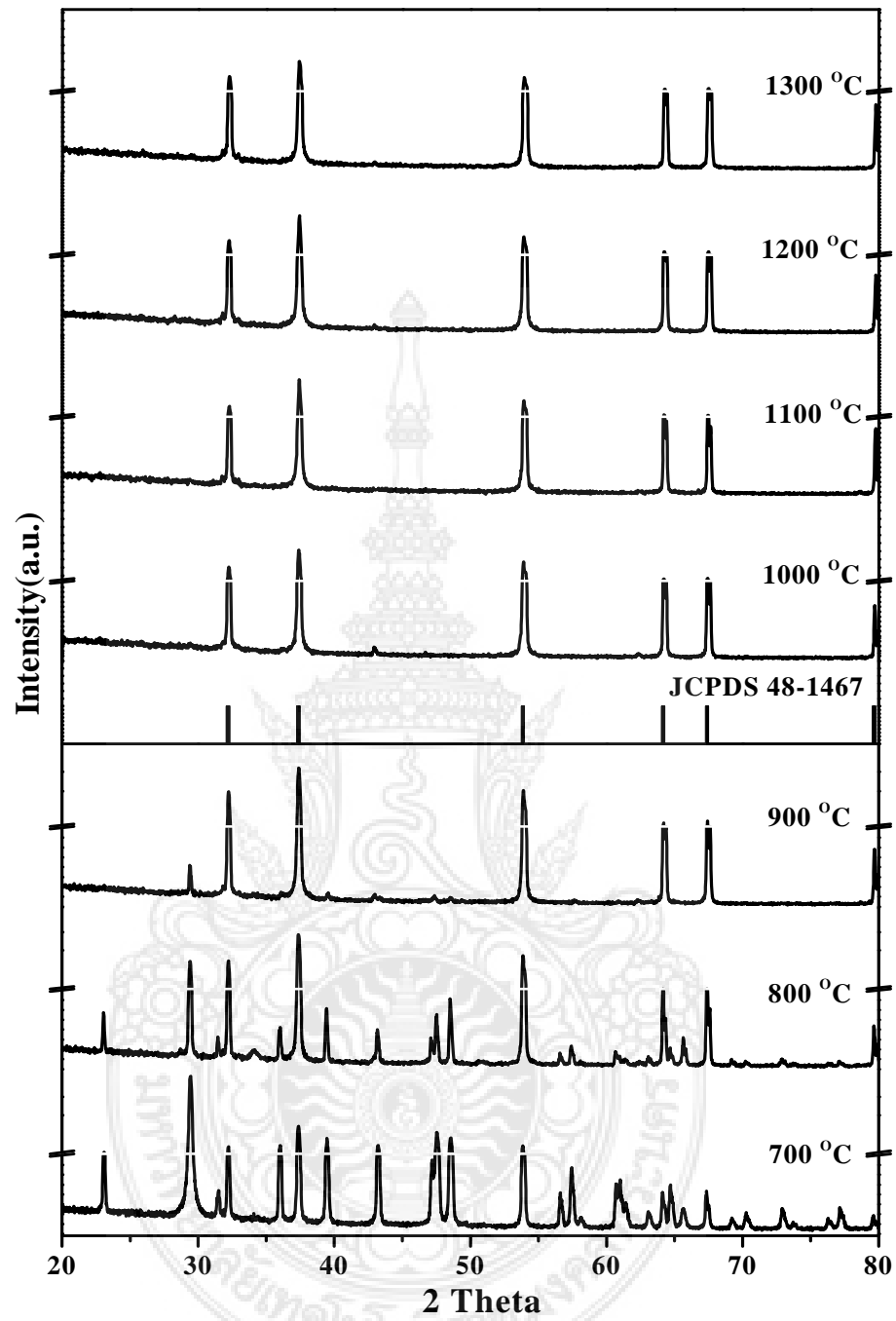
ดังนั้น ในงานวิจัยนี้เราจะแคลไซน์ผงเปลือกไข่ที่อุณหภูมิที่ 1100 องศาเซลเซียส



รูป 3.1 การเตรียมผงเปลือกไข่ไก่



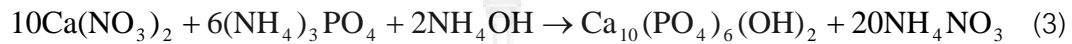
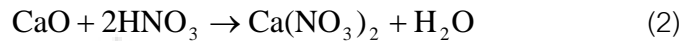
รูป 3.2 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงเปลือกไข่ก่อน และหลังการแคลไซน์
ในบรรยากาศปกติที่อุณหภูมิในช่วง 200-600 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง



รูป 3.3 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงดัดขึ้นก่อน และหลังการแคลไซน์ในบรรยากาศปกติที่อุณหภูมิในช่วง 700-1300 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง

3.2 การเตรียมไฮดรอกซีอะพาไทต์

สังเคราะห์ไฮดรอกซีอะพาไทต์จากปฏิกิริยาการตกตะกอน (Precipitation method) โดยใช้เปลือกไข่เป็นสารตั้งต้นของแคลเซียมในรูป $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$, $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ เป็นสารตั้งต้นของฟอสฟอรัส และ NH_4OH เป็นตัวปรับความเป็นกรดต่างของสารละลาย เป็นไปตามสมการ



โดยที่ขั้นตอนดังนี้

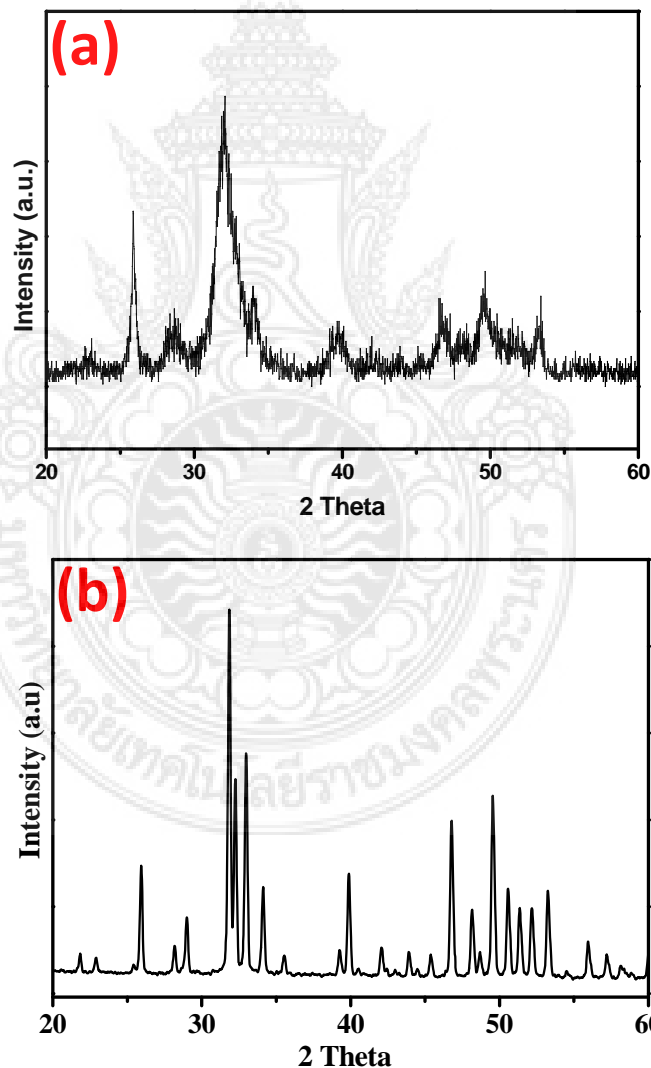
1. เตรียมสารละลาย $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ เข้มข้น 1 โมลาร์ โดยการนำผง CaO ปริมาณ 3 โมล ละลายในกรด HNO_3 ที่มีความเข้มข้น 65 % แล้วปรับ pH ของสารละลายอยู่ระหว่าง 10-12 โดยใช้สารละลาย NH_4OH
2. เตรียมสารละลาย $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ เข้มข้น 0.6 โมลาร์ โดยการนำผง $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ ปริมาณ 2 โมล ละลายในน้ำ แล้วปรับ pH ของสารละลายอยู่ระหว่าง 10-12 โดยใช้สารละลาย NH_4OH
3. นำสารละลาย $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ ใส่ในบีกเกอร์ แล้วมาตั้งบนเครื่องกวนสารละลาย
4. นำสารละลาย $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ บรรจุในภาชนะที่ควบคุมการหยดได้ แล้วมาหยดใส่สารละลาย $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ โดยปรับอัตราการหยดเป็น 50 หยดต่ออนาที
5. เมื่อสารละลาย $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ หยดหมด ทิ้งให้สารตกตะกอน เป็นเวลา 8 ชั่วโมง
6. กรองตะกอน และทำการชะล้างด้วยน้ำสะอาด 5 ครั้ง เพื่อล้าง
7. อบตะกอนให้แห้งที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
8. บดตะกอนให้เป็นผงละเอียด
9. นำผงไปวัด XRD และ FT-IR เพื่อตรวจสอบโครงสร้างผลึกและโครงสร้างเคมีของ

สารประกอบที่สังเคราะห์

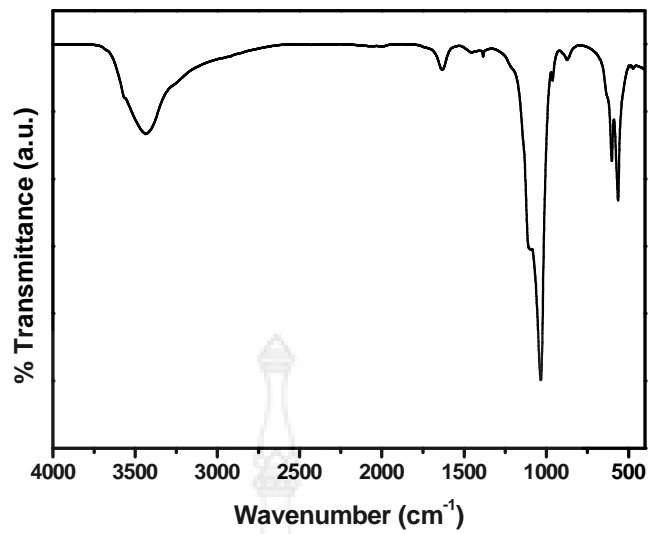
จากรูปที่ 3.4 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่สังเคราะห์ขึ้น โดยใช้เปลือกไข่ไก่เป็นสารตั้งต้นของสารประกอบแคลเซียม แสดงเอกลักษณ์เฉพาะของผลึก ไฮดรอกซีอะพาไทต์บริสุทธิ์ ซึ่งสอดคล้องตาม JCPDS file number 74-0566 โดยแสดงพีคเอกลักษณ์ของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่สำคัญบนระนาบต่างๆ ได้แก่ ระนาบ (002), (102), (201), (211), (112), (300), (202), (130), (222), (132), (213), (321), (140), (402) และ (004). โดยก่อนการแคลไซน์ ผงไฮดรอกซีอะพาไทต์จะมีความเป็นผลึกที่น้อย และเมื่อนำผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ไปแคลไซน์ ผ่านการแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1200 °C ความเป็นผลึกของไฮดรอกซีอะพาไทต์จะมีค่าสูงขึ้น และรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ไม่แสดงพีคอื่นๆ ที่แสดงโครงสร้างของสารประกอบอื่นๆ แสดงว่า

ผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่สังเคราะห์ขึ้น เป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มีโครงสร้างบริสุทธิ์ไม่มีสารประกอบอื่นปนเปื้อน

เมื่อพิจารณาอินฟราเรดสเปกตรัมของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ผ่านการแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ดังแสดงในรูปที่ 3.5 และตารางที่ 3.1 พบว่ามีตำแหน่งเลขคลื่น (wave numbers) ที่แสดงความสัมพันธ์ที่สอดคล้องกับหมู่ฟังก์ชันของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์บริสุทธิ์ กล่าวคือ ที่ตำแหน่ง 473, 564-603, 963 และ 1033-1047 cm^{-1} แสดงหมู่ฟอสเฟต (PO_4^{3-} group) พีคเล็กๆ ที่ตำแหน่ง 1384-1454 cm^{-1} แสดงหมู่คาร์บอเนต (CO_3^{2-} group) หมู่ไฮดรอกซิล (OH^- group) จะแสดงตำแหน่งพีคที่ประมาณเลขคลื่น 3570-3572 cm^{-1} และ 631-632 cm^{-1} ในส่วนของตำแหน่งเลขคลื่นในช่วง 1631-1634 cm^{-1} และ 3434-3435 cm^{-1} จะสอดคล้องกับตำแหน่งการดูดซับความชื้นของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์



รูป 3.4 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ (a) ก่อนการแคลไซน์ และ (b) หลังการแคลไซน์อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง



รูปที่ 3.5 อินฟราเรดสเปกตรัมของผงไฮดรอกซีอะพาไทต์หลังแคลไซน์อุณหภูมิ
1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง

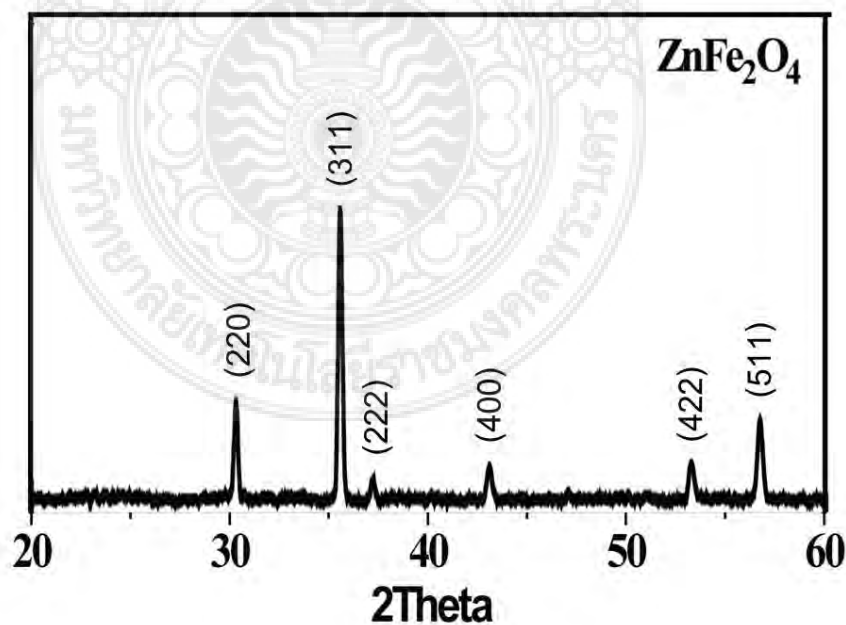
ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ของหมู่ฟังก์ชันของสารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์บริสุทธิ์
ที่ตำแหน่งเลขคลื่นต่างๆ

Assignments	Observed vibrational frequencies (cm ⁻¹)
PO ₄ ³⁻ bend U ₄	565
PO ₄ ³⁻ bend U ₄	603
Structural OH ⁻	632
CO ₃ ²⁻ group	874
PO ₄ ³⁻ stretch U ₁	963
PO ₄ ³⁻ bend U ₃	1035
PO ₄ ³⁻ bend U ₃	1095
CO ₃ ²⁻ group (U ₃)	1384
CO ₃ ²⁻ group (U ₃)	1454
H ₂ O adsorbed (U ₂)	1634
H ₂ O adsorbed	3435
Structural OH ⁻	3570

3.3 การเตรียมซิงค์เฟอร์ไรท์

เตรียมซิงค์เฟอร์ไรท์ (ZnFe_2O_4) โดยใช้ ซิงค์ออกไซด์ (ZnO) และ เหล็กออกไซด์ (Fe_2O_3) เป็นสารตั้งต้น โดยนำผง ZnO และ Fe_2O_3 มาผสมกันด้วยสัดส่วน 1: 1 ในสารละลาย ethanol จากนั้นนำผงทั้งสองใส่ในโถ stainless steel vial ที่บรรจุลูกบอลอลูมินา แล้วนำไปใส่ในเครื่องผสม high energy mixer/mill (SPEX- 8000-D) เวลาที่ใช้ในการผสมคือ 10 นาที ดังนั้นเมื่อผสมผง ZnO และ Fe_2O_3 ครบตามเวลาที่กำหนด ก็นำผงผสมนี้ไปอบให้แห้ง แล้วนำไปเผาแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง เพื่อจะได้รับสารประกอบซิงค์เฟอร์ไรท์ เราจะศึกษา ลักษณะเฉพาะของวัสดุที่เตรียมขึ้นด้วย X-ray diffraction (XRD) เพื่อตรวจสอบโครงสร้างผลึกของสารประกอบที่เตรียมขึ้น

จากรูปที่ 3.6 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงซิงค์เฟอร์ไรท์ ที่เตรียมขึ้นโดยปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (solid state reaction method) ที่ผ่านการแคลไซน์ที่อุณหภูมิ 1100 °C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง แสดงเอกลักษณ์เฉพาะของผลึกซิงค์เฟอร์ไรท์บริสุทธิ์ ซึ่งสอดคล้องตาม JCPDS file number 82-1049 โดยแสดงพีคเอกลักษณ์ของผลึกซิงค์เฟอร์ไรท์ที่สำคัญบนระนาบต่างๆ ได้แก่ ระนาบ (220), (311), (222), (400), (422) และ (511) ความเป็นผลึกของซิงค์เฟอร์ไรท์จะมีค่าสูง และรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ไม่แสดงพีคอื่นๆ ที่แสดงโครงสร้างของสารประกอบอื่นๆ แสดงว่าผงซิงค์เฟอร์ไรท์ที่สังเคราะห์ขึ้น เป็นผลึกซิงค์เฟอร์ไรท์ที่มีโครงสร้างบริสุทธิ์ไม่ที่สารประกอบอื่นปนเปื้อน



รูป 3.6 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผงซิงค์เฟอร์ไรท์ ที่อุณหภูมิการแคลไซน์ 1100 °C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง

3.4 การเตรียมคอมพอสิตไฮดรอกซีอะพาไทต์และผงซิงค์เฟอร์ไรท์

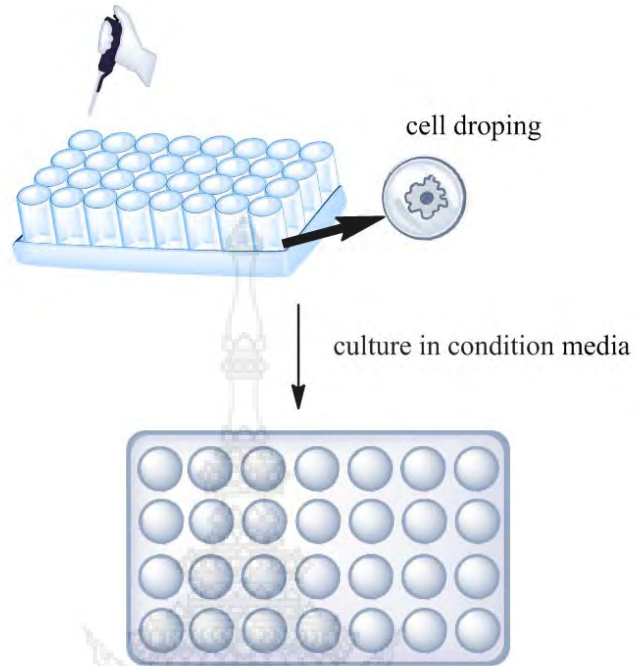
นำผงไฮดรอกซีอะพาไทต์และผงซิงค์เฟอร์ไรท์ใส่ในโถ stainless steel vial ที่บรรจุลูกบอลอลูมินา ขนาด 10 มิลลิเมตร กำหนดสัดส่วนการผสมของผงกับลูกบอลเป็น 1:10 โดยทำการผสมในเครื่อง SPEX 8000-D mixer/mill จากการศึกษาเวลาที่ใช้ในการผสมพบว่า เวลาที่เหมาะสมในการผสมคือ 10 นาที เราจะศึกษาผลของสัดส่วนการผสมของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์ที่มีต่อ ลักษณะเฉพาะของคอมพอสิตไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์ โดยกำหนดปริมาณการผสม ซิงค์เฟอร์ไรท์ที่สัดส่วน 2, 4, 6, 8 และ 10 wt% ของไฮดรอกซีอะพาไทต์ จากนั้นนำผงผสมของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงค์เฟอร์ไรท์มาอัดขึ้นรูปแบบแกนเดียว แล้วนำมาเผาซินเทอริงที่อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง

3.5 การศึกษาความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์ ด้วยวิธี MTT assay

เซลล์ที่ใช้ในการทดสอบในการทดลองนี้คือ เซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเหงือกมนุษย์ (Human gingival fibroblast; HGF) เมื่อสกัดเซลล์ได้จากเนื้อเยื่อเหงือกมนุษย์แล้ว จะนำเซลล์เหล่านั้นมาเพาะเลี้ยงในพลาสติกที่ใช้ในการเลี้ยงเชื้อ (culture flask) ที่มีอาหารเลี้ยงเซลล์อยู่ และจะ ถูกควบคุมในตู้เพาะเลี้ยงเซลล์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และมีความเข้มข้นของ คาร์บอนไดออกไซด์ 5 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งระหว่างการเพาะเลี้ยงจะเปลี่ยนอาหารเลี้ยงเซลล์ แบบวันเว้น วัน โดยจะเลี้ยงเซลล์จนกระทั่งเพิ่มจำนวนมากพอที่จะใช้ในการทดสอบ และเลี้ยงจนถึงรุ่นที่ 6 (6th passage)

สำหรับการทดสอบนี้จะตรวจสอบความเป็นพิษของ HAp ที่ผสม $ZnFe_2O_4$ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt % ซึ่งนิยามสัญลักษณ์เป็น HAp-2A, HAp-4A, HAp-6A, HAp-8A และ HAp-10A ตามลำดับ รูปแบบการทดสอบความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์แสดงดังรูปที่ 3.7 โดย จะเตรียมให้อยู่ในรูปสารละลายที่มีความเข้มข้น 0.5 และ 3 mg/ml โดยใช้เวลาทดสอบ 24 และ 48 ชั่วโมง เริ่มต้นนำสารแต่ละเงื่อนไขมาใส่ในถาดหลุมเลี้ยงเซลล์ชนิด 24 หลุม (24-well-plate) และฆ่า เชื้อโรคด้วยวิธีการอบแก๊ส จากนั้นผสมผงสารใน culture medium ให้เข้ากัน เป็นเวลา 1 ชม. ก่อน ดูด culture medium ไปเลี้ยงเซลล์ที่เพาะเลี้ยงไว้ล่วงหน้า โดยใช้เซลล์จำนวนตั้งต้น 30,000 เซลล์ต่อ หลุม บ่มเซลล์เป็นเวลา 24 และ 48 ชั่วโมง ในตู้ CO_2 incubator ที่มี 5% CO_2 อุณหภูมิ 37 °C จากนั้นดูดสารละลายจากหลุมออก 1 ml เติม MTT ปริมาณ 0.5 ml/well (ความเข้มข้น 0.7 mg/ml) ลงในทุกหลุม หลุมละ 50 μ l บ่มในที่มืด 30 นาที ในเครื่อง CO_2 Incubator จากนั้นเทสารละลายทุก หลุมทิ้ง แล้วคว่ำลงบนกระดาษทิชชู รอดักพักจนแห้ง เติม DMSO ปริมาณ 0.8 ml ลงในทุกหลุม หลุมละ 1 ml ผสมโดยดูด-ปล่อย DMSO ขึ้นลง ด้วยปิเปต แล้วบ่มในที่มืด 15 นาที ที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นนำสารละลายจากแต่ละหลุม มาใส่หลอดแก้ว cuvette แล้ววัดค่า OD (optical density)

ด้วยเครื่อง Spectrophotometer ที่ค่าความยาวคลื่น 570 นาโนเมตร เพื่อคำนวณหา %cell viability (เปอร์เซ็นต์ความอยู่รอดของเซลล์)



รูป 3.7 รูปแบบการทดสอบความเป็นพิษของวัสดุต่อเซลล์

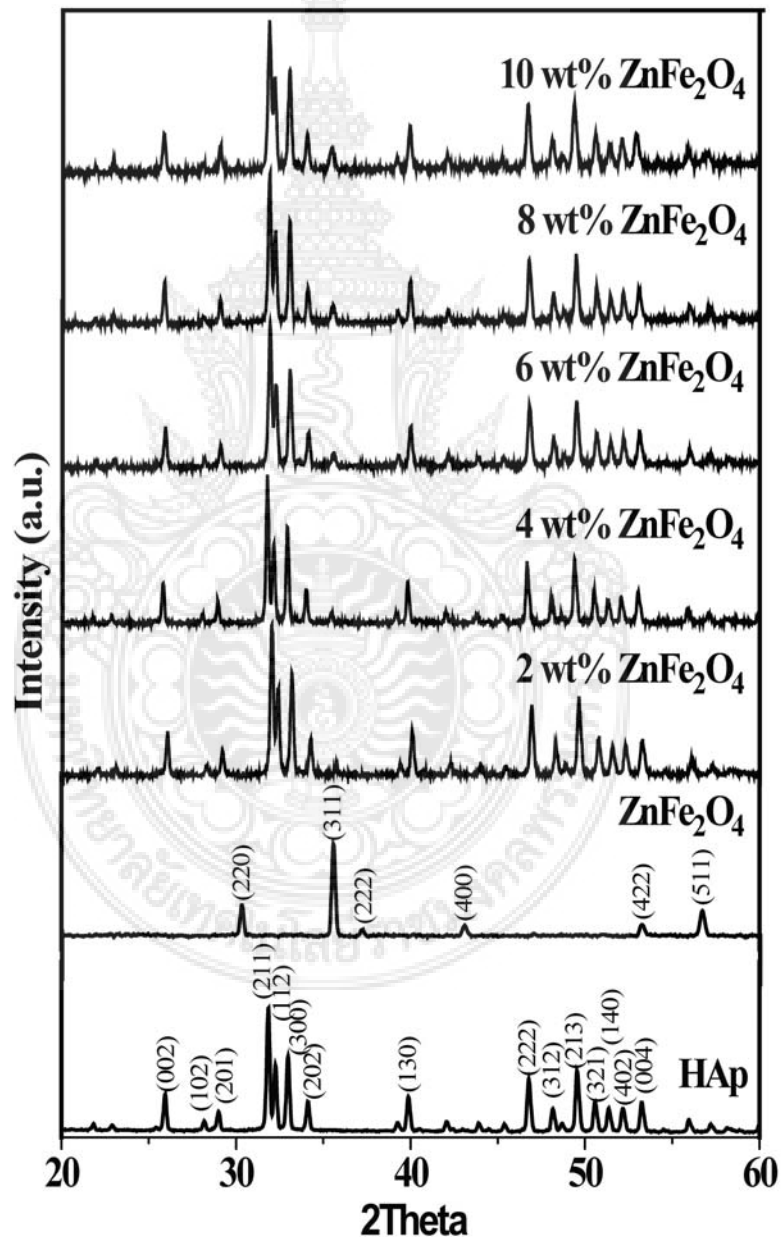


บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของสารประกอบ $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$

รูปที่ 4.1 แสดงรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผง HAp, ZnFe_2O_4 และ $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ซึ่งพบว่า รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของ $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ สอดคล้องกับรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของ HAp และ ZnFe_2O_4 ทั้งตำแหน่งพีกและความเข้มของพีก โดยเฟสของ ZnFe_2O_4 จะแสดงเฉพาะพีกของระนาบ (311) นอกจากนี้เมื่อสัดส่วนของการผสม ZnFe_2O_4 เพิ่มขึ้น จะพบว่าความเข้มของพีก (311) จะเพิ่มขึ้นตามลำดับ



รูปที่ 4.1 รูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ของผง HAp, ZnFe_2O_4 และคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ที่ ZnFe_2O_4 สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %

ผลจากการทดลองมีความสอดคล้องกับงานวิจัยเกี่ยวกับสารประกอบแม่เหล็กที่ผ่านมา โดยบ่งชี้ว่าอนุภาคแม่เหล็กสามารถเข้าไปในโครงสร้าง hexagonal ของ HAp โดยไม่รบกวนแลตทิซของผลึกแคลเซียมฟอสเฟต [6,10]

ตารางที่ 4.1 สัดส่วนเฟส แลตทิซพารามิเตอร์ และขนาดผลึกของเฟส $ZnFe_2O_4$ และ HAp ในเฟสคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$

wt % $ZnFe_2O_4$	HAp phase				$ZnFe_2O_4$ phase		
	% Phase fraction	Lattice (nm)		Crystallite size (nm)	% Phase fraction	Lattice a (nm)	Crystallite size (nm)
		a	c				
2	89.19	0.9350	0.6837	60.02	10.81	0.8328	81.38
4	88.85	0.9407	0.6896	62.64	11.15	0.8392	74.69
6	85.95	0.9372	0.6869	61.54	14.05	0.8362	55.31
8	83.82	0.9384	0.6880	63.05	16.18	0.8382	53.61
10	82.27	0.9373	0.6880	60.55	17.73	0.8387	45.76

เพื่อศึกษาโครงสร้างของ HAp ในโครงสร้างคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ เพิ่มเติม ค่าแลตทิซและขนาดผลึกของ $ZnFe_2O_4$ และ HAp ในเฟสคอมโพสิตถูกรายงานในตารางที่ 1 โดยพบว่าค่าแลตทิซพารามิเตอร์ของเฟส HAp ในโครงสร้างคอมโพสิต มีค่า a อยู่ในช่วง 0.9350-0.9407 นาโนเมตร และค่า c อยู่ในช่วง 0.6837-0.6896 นาโนเมตร ซึ่งสอดคล้องกับโครงสร้างเฟสของ HAp (a=0.9418 นาโนเมตร และ c=0.6884 นาโนเมตร) และพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าแลตทิซพารามิเตอร์ของ $ZnFe_2O_4$ และ HAp มีการเปลี่ยนแปลงแบบไม่มีนัยสำคัญเมื่อสัดส่วน $ZnFe_2O_4$ เพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม การเปลี่ยนแปลงแลตทิซพารามิเตอร์ของ HAp สัมพันธ์โดยตรงกับการเปลี่ยนแปลงแลตทิซพารามิเตอร์ของ $ZnFe_2O_4$ ซึ่งบ่งชี้ปฏิสัมพันธ์ระหว่างเฟส $ZnFe_2O_4$ และ HAp

ขนาดผลึกเฉลี่ยของเฟส $ZnFe_2O_4$ และ HAp ในเฟสคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ สามารถคำนวณจากค่าความกว้างที่ความสูงครึ่งหนึ่งของพีค (Full Width at Half Maximum; FWHM) ของระนาบ HAp ที่ (002) และระนาบของ $ZnFe_2O_4$ ที่ (311) โดยใช้สมการของเชอเรอร์ (Scherrer's formula) โดยจากผลการทดลองพบว่าขนาดผลึกเฉลี่ยของเฟส $ZnFe_2O_4$ อยู่ในช่วง 45.76-81.38 นาโนเมตร และขนาดผลึกเฉลี่ยของเฟส HAp อยู่ในช่วง 60.02-63.05 นาโนเมตร

ขนาดผลึกเฉลี่ยของเฟส HAp ที่ได้จากการทดลองของเรานั้นมีขนาดเล็กซึ่งจะส่งผลต่อสมบัติทางชีวภาพที่ดีขึ้นเมื่อเทียบกับผลึกขนาดใหญ่ ยิ่งกว่านั้นผลึกที่มีขนาดเล็กยังมีพื้นผิวสัมผัสมากกว่าเพื่อช่วยในการสร้างเนื้อเยื่อกระดูก (osseointegration) [17,18]

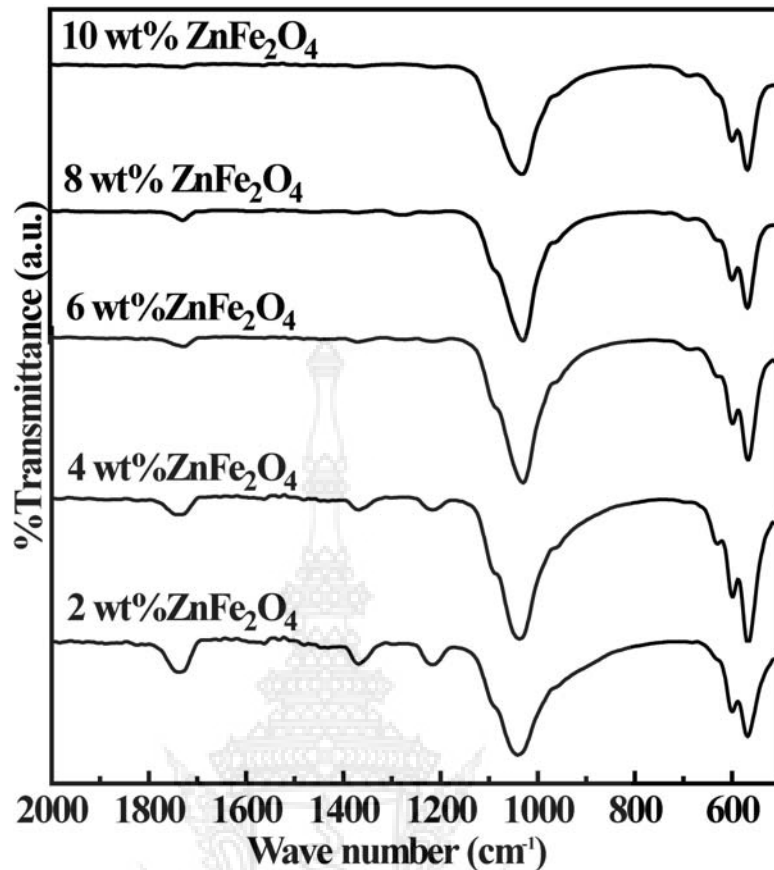
สัดส่วนเฟสของ $ZnFe_2O_4$ ในเฟสคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ มีค่าเท่ากับ 10.81, 11.15, 14.05, 16.18 และ 18.73 wt% เมื่อเพิ่มสัดส่วน $ZnFe_2O_4$ เพิ่มขึ้นจาก 2 ถึง 10 wt % ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 1 และจะพบว่าสัดส่วนเฟสของ HAp ยังมีค่าเหลืออยู่ระหว่าง 82.27-89.19 wt% ซึ่งถือວ່າยังเป็นสัดส่วนเฟสที่สูงเมื่อเทียบกับสัดส่วนเฟส $ZnFe_2O_4$ จึงบ่งชี้ว่ามีความเสถียรสูงของสมบัติของ HAp

จากภาพรวมของผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่า วิธีการปฏิบัติของแข็งซึ่งประกอบด้วย การผสมเชิงกลและกระบวนการซินเทอริงสามารถใช้เพื่อขึ้นรูปคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ โดยไม่เหนียวนำให้เกิดเฟสอื่น ๆ เกิดขึ้น และไม่มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของ HAp นอกจากนี้สามารถควบคุมสัดส่วนเฟสของเฟสคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ โดยการเปลี่ยนสัดส่วนการผสมของ $ZnFe_2O_4$

4.2 อินฟราเรดสเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$

เมื่อพิจารณาอินฟราเรดสเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ผ่านการซินเทอริงที่อุณหภูมิ 1200 °C เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ดังแสดงในรูปที่ 4.2 จากผลการทดลองพบว่า สเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ไม่แสดงแถบสเปกตรัมของ $ZnFe_2O_4$ ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการทับกันของแถบสเปกตรัมของ $ZnFe_2O_4$ และ HAp อย่างไรก็ตาม การผันผวนของความเข้มของแถบสเปกตรัมของ HAp บ่งชี้ปฏิกิริยาระหว่าง $ZnFe_2O_4$ และ HAp

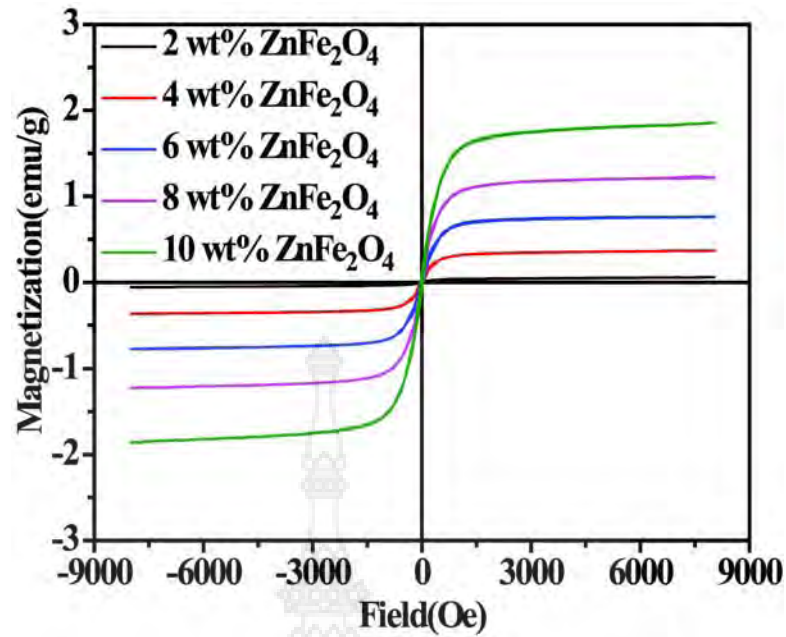
แถบสเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่สัดส่วน $ZnFe_2O_4$ ต่างๆ แสดงลักษณะและหมู่ฟังก์ชันที่ไม่แตกต่างกัน โดยพบว่ามีตำแหน่งเลขคลื่น (wave numbers) ที่แสดงความสัมพันธ์ที่สอดคล้องกับแถบการสั่นของหมู่ฟังก์ชันของ HAp บริสุทธิ์ กล่าวคือ จะแสดงแถบการสั่นของหมู่ฟอสเฟต (PO_4^{3-} group) ที่ตำแหน่งประมาณ 570-600, 960 และ 1092 cm^{-1} พีคเล็กๆ ที่ตำแหน่ง 1366-1370 cm^{-1} แสดงแถบการสั่นของหมู่คาร์บอเนต (CO_3^{2-} group) ทั้งแบบ A และ B และแถบการสั่นของหมู่คาร์บอเนตอีกช่วงอยู่ที่เลขคลื่น 1732-1736 cm^{-1} แถบการสั่นของหมู่ไฮดรอกซิล (OH^- group) จะแสดงตำแหน่งพีคที่ประมาณเลขคลื่น 632 cm^{-1} นอกจากนี้ยังแสดงแถบการสั่นหมู่ไพโรฟอสเฟต ($P_2O_7^{4-}$) ที่ตำแหน่ง 1216 cm^{-1} นอกจากนี้จะพบว่าการเพิ่มสัดส่วนการผสม $ZnFe_2O_4$ จะทำให้ความเข้มของแถบสเปกตรัมเหล่านี้ของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ลดลง โดยสามารถอธิบายได้ว่าการเติม $ZnFe_2O_4$ ลงในคอมโพสิตยับยั้งการแทนที่ของไฮดรอกซิลในแลตทิซ HAp ซึ่งส่งผลให้ความเข้มแถบสเปกตรัมของหมู่ฟังก์ชันเหล่านี้ลดลง



รูปที่ 4.2 อินฟราเรดสเปกตรัมของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ที่ ZnFe_2O_4 สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %

4.3 สมบัติแม่เหล็กของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$

วงฮิสเทอรีซิส (hysteresis loops) ของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ที่สัดส่วน ZnFe_2O_4 ต่างๆ ที่วัดด้วยเครื่องวัดสมบัติแม่เหล็กแบบตัวอย่างสั้น (VSM) แสดงในรูปที่ 4.3 จากผลการทดลองพบว่า ค่าแมกเนไตเซชันอิ่มตัว (Saturation magnetizations; M_s) ของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ มีค่าเป็น 0.05, 0.36, 0.76, 1.21 และ 1.85 emu/g ที่สัดส่วน ZnFe_2O_4 เป็น 2, 4, 6, 8 และ 10 wt % ตามลำดับ นอกจากนี้ค่าสภาพบังคับ (Coercivities) ของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ มีค่าเป็น 44.00, 36.16, 34.40, 29.20, and 24.14 Oe ที่สัดส่วน ZnFe_2O_4 เป็น 2, 4, 6, 8 และ 10 wt % ตามลำดับ. การเพิ่มขึ้นของค่าแมกเนไตเซชันสามารถอธิบายได้จากการเพิ่มขึ้นของโมเมนต์แม่เหล็กรวม (Total magnetic moments) ซึ่งเป็นผลจากการเพิ่มสัดส่วนของ ZnFe_2O_4 ของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ยิ่งกว่านั้นผลการทดลองยังแสดงให้เห็นถึงพฤติกรรมความเป็นซูเปอร์พาราแมกเนติก (Superparamagnetic) ของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ เหล่านี้ ซึ่งบ่งชี้จากค่าสภาพบังคับที่มีค่าต่ำลง

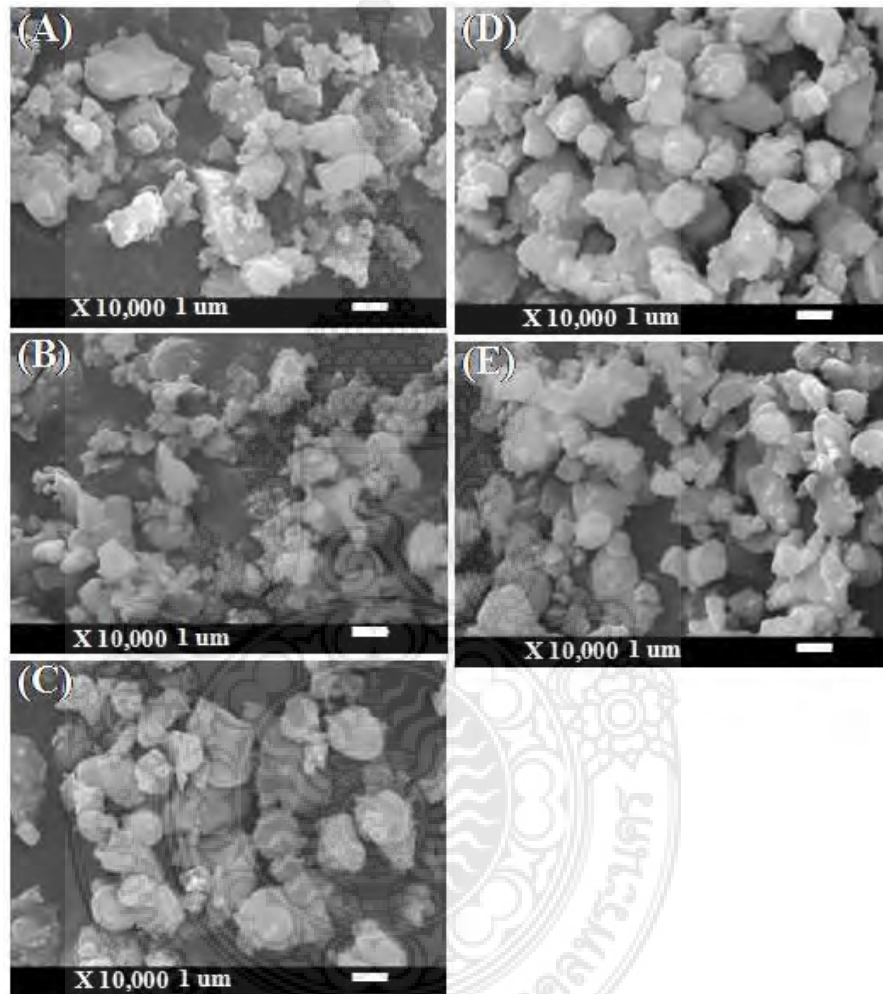


รูปที่ 4.3 วงฮิสเทอรีซิสของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ $ZnFe_2O_4$ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt %

ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่า การเพิ่มของ $ZnFe_2O_4$ ในคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ส่งผลโดยตรงต่อการเพิ่มขึ้นของแมกเนไตเซชันและพฤติกรรมความเป็นซูเปอร์พาราแมกเนติก ค่าแมกเนไตเซชันของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ใกล้เคียงกับค่าแม่เหล็กของ HAp ในงานวิจัยที่มีการศึกษาก่อนหน้านี้ [10] โดยงานวิจัยก่อนหน้าได้พบว่าโครงร่างเลี้ยงเซลล์ของสารแม่เหล็กกับ HAp (Magnetic HAp scaffold) ที่เตรียมขึ้นมีค่าแมกเนไตเซชันที่ต่ำ แต่สามารถกระตุ้นการยึดเกาะของเซลล์ การแพร่ขยายหรือการเพิ่มจำนวนเซลล์ (Proliferation) และการเปลี่ยนแปลงของเซลล์เพื่อไปทำหน้าที่ต่างๆ (Differentiation) ได้ดีกว่าโครงร่างเลี้ยงเซลล์ของ HAp บริสุทธิ์ นอกจากนั้นแล้ว โครงร่างเลี้ยงเซลล์ของสารแม่เหล็กกับ HAp ที่เตรียมขึ้น สามารถตอบสนองต่อสนามแม่เหล็กภายนอกได้ดี [13] ดังนั้นคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่เตรียมขึ้นในงานวิจัยนี้ ถึงจะมีค่าแมกเนไตเซชันที่ต่ำ แต่ก็สามารถคาดหวังได้ว่าสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการกระตุ้นการเติบโตของเนื้อเยื่อกระดูกในอนาคตได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4.4 สัณฐานวิทยาและผล BET ของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp

รูปที่ 4.4 แสดงสัณฐานวิทยาของอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่สัดส่วน ZnFe₂O₄ ต่างๆ จากผลการทดลองพบว่าสัณฐานวิทยาของอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp เหล่านี้เกาะตัวเป็นก้อนๆ ซึ่งอาจเกิดจากอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp เหล่านี้มีขนาดอนุภาคเล็กมาก จึงส่งผลให้มีพลังงานพื้นผิวที่สูง จนเกิดการเกาะตัวกันเป็นก้อน



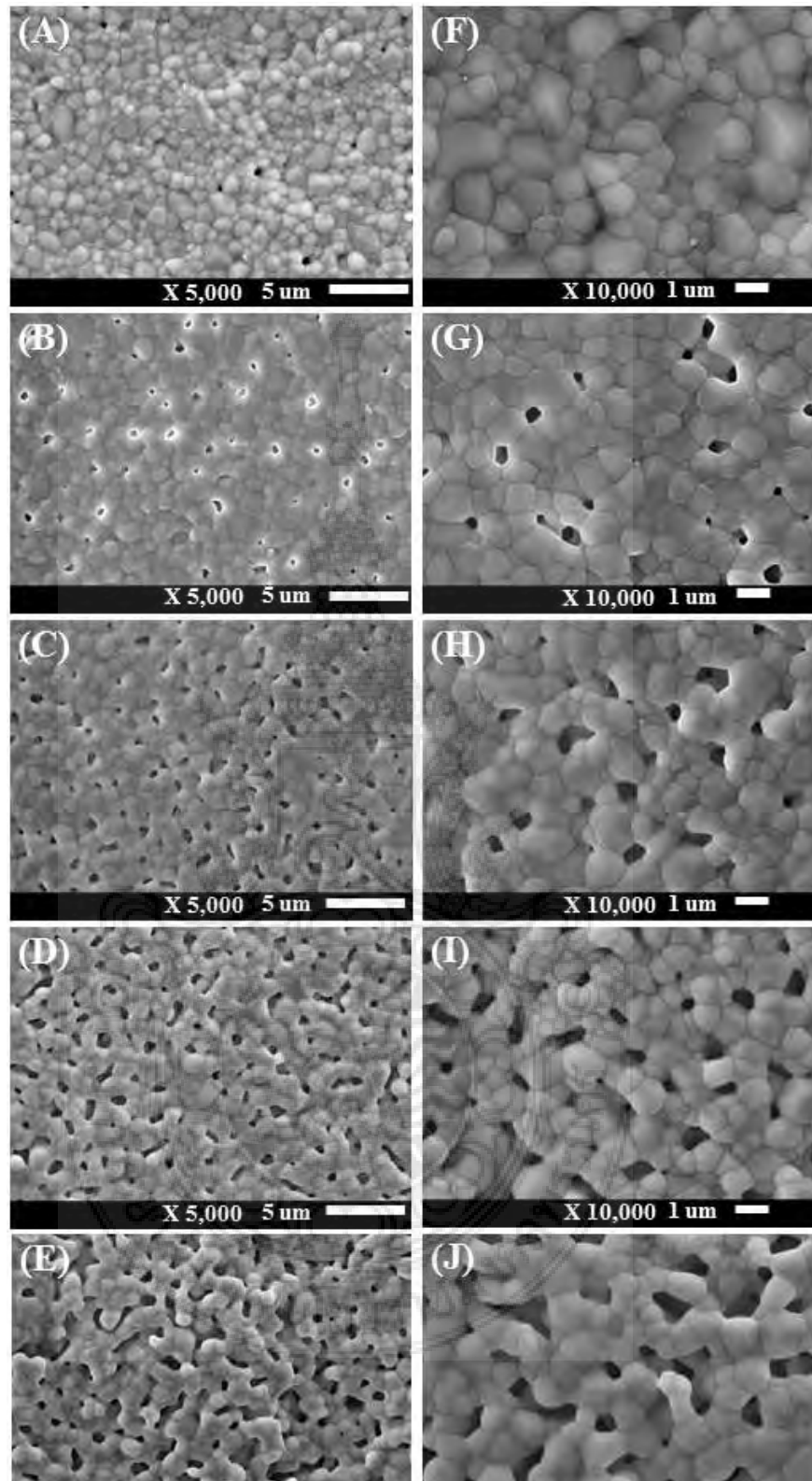
รูปที่ 4.4 สัณฐานวิทยาของอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ (A) 2 wt%, (B) 4 wt%, (C) 6 wt%, (D) 8 wt%, และ (E) 10 wt%, ที่กำลังขยาย 10000 เท่า ตามลำดับ

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าพื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ ถูกวัดเพื่อสนับสนุนผลของสัญญาณวิทยาของอนุภาคที่ได้ รายงานก่อนหน้านี้ จากผลการทดลองพบว่าค่าพื้นที่ผิว BET ของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp มีแนวโน้มลดลงจาก 10.14 เป็น 2.15 m²/g เมื่อสัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นตามลำดับ นอกจากนี้ ปริมาตรรูพรุนของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ก็มีแนวโน้มลดลงจาก 0.020 เป็น 0.008 cc/g เมื่อ สัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นตามลำดับเช่นกัน

ตารางที่ 4.2 พื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของอนุภาคคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ

wt % ZnFe ₂ O ₄	Surface area (m ² /g)	Pore volume (cc/g)
2	10.14	0.020
4	8.58	0.019
6	4.64	0.015
8	4.21	0.012
10	2.15	0.008

รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณวิทยาของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่สัดส่วน ZnFe₂O₄ ต่างๆ จาก ผลการทดลองพบว่าสัญญาณวิทยาของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp เหล่านี้มีรูปร่างเป็นรูปหลายเหลี่ยม โดยขนาดเกรนหลักของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp อยู่ในช่วงนาโนเมตร และมีแนวโน้มลดลงจาก 850 นาโนเมตร เป็น 620 นาโนเมตร เมื่อสัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นตามลำดับ นอกจากนี้คอมโพสิตเหล่านี้ยังมีความพรุน (Porosity) และการเชื่อมต่อระหว่างรูพรุน (Interconnectivity) ที่เพิ่มสูงขึ้น เมื่อสัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นด้วย การเปลี่ยนแปลงของความพรุนอย่างมีนัยสำคัญนี้สามารถ อธิบายได้จากสมบัติการชินเทอริงที่ต่ำลงของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp เมื่อสัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้น นอกจากนั้นรูพรุนขนาดไมโครเมตรที่เกิดขึ้นในโครงสร้างของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ยัง ส่งผลให้มีพื้นที่ในการสัมผัสการสารต่างๆมากขึ้น



รูปที่ 4.5 สัณฐานวิทยาของคอมโพสิต $\text{ZnFe}_2\text{O}_4/\text{HAp}$ ที่ ZnFe_2O_4 สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ (A, F) 2 wt%, (B, G) 4 wt%, (C, H) 6 wt%, (D, I) 8 wt%, และ (E, J) 10 wt%, ที่กำลังขยาย 5000 เท่า และ 10000 เท่า ตามลำดับ

ตารางที่ 4.3 แสดงค่าพื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ ถูกวัดเพื่อสนับสนุนผลของสัณฐานวิทยาที่ได้รายงานก่อนหน้านี้ จากผลการทดลองพบว่าค่าพื้นที่ผิว BET ของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น 0.67 เป็น 15.35 m²/g เมื่อสัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นตามลำดับ นอกจากนี้ปริมาตรรูพรุนของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ก็มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นจาก 0.005 เป็น 0.032 cc/g เมื่อ สัดส่วนของ ZnFe₂O₄ เพิ่มขึ้นตามลำดับเช่นกัน จากผลการทดลองสามารถสรุปภาพรวมได้ว่าขนาดเกรนหลักของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่อยู่ในช่วงนาโนเมตร และการมีโครงสร้างแบบรูพรุนที่สูงจะเพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดเกาะของเซลล์ ซึ่งบ่งชี้การการเติบโตและการเปลี่ยนแปลงของเซลล์เพื่อไปทำหน้าที่ต่างๆ (Differentiation) [19]

ตารางที่ 4.3 พื้นที่ผิว BET (BET surface area) และปริมาตรรูพรุนของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ

wt % ZnFe ₂ O ₄	Surface area (m ² /g)	Pore volume (cc/g)
2	0.67	0.005
4	2.47	0.007
6	8.63	0.018
8	9.74	0.030
10	15.35	0.032

4.5 ความเป็นพิษของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ

การทดสอบความเป็นพิษของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ZnFe₂O₄ สัดส่วน ต่างๆ โดยพิจารณาจากเปอร์เซ็นต์ความอยู่รอดของเซลล์ จากการทดลองได้ศึกษาเงื่อนไขความเข้มข้นของคอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ 0.5 และ 3 mg/ml ภายใต้ระยะเวลาที่เซลล์สัมผัสกับสิ่งที่ทดสอบเป็นเวลา 24 และ 48 ชั่วโมง ดังแสดงในตารางที่ 4.3 และ 4.4

วิธีของดันแคน (Duncan's multiple range test) และ วิธีของเชฟเฟ (Scheffe') เป็นสถิติที่ถูกใช้เพื่อทดสอบค่าเฉลี่ยของความอยู่รอดของเซลล์ของกลุ่มตัวอย่างทดสอบว่ามีความแตกต่างกับกลุ่มตัวอย่างควบคุมหรือไม่ ซึ่งจากผลการตรวจสอบพบว่า คอมโพสิต ZnFe₂O₄/HAp ที่ ระดับความ

เข้มข้น 3 mg/ml ภายใต้ระยะเวลาที่เซลล์สัมผัสกับสิ่งที่ทดสอบเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ไม่มีความเป็นพิษ ภายใต้การตรวจสอบทางสถิติทั้ง 2 วิธี

ตารางที่ 4.4 ผลการวัดค่า Optical density ที่ระยะเวลาเซลล์สัมผัสกับสิ่งที่ทดสอบ 24 ชั่วโมง

Sample	OD1	OD2	OD3	ค่าเฉลี่ย OD	อัตราค่าเฉลี่ย OD /Control OD
2 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.454	0.473	0.445	0.457	0.939
2 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.475	0.479	0.455	0.470	0.964
4 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.456	0.473	0.480	0.470	0.964
4 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.418	0.431	0.450	0.433	0.889
6 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.502	0.489	0.488	0.493	1.012
6 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.480	0.488	0.502	0.490	1.006
8 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.528	0.519	0.527	0.525	1.077
8 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.444	0.446	0.431	0.440	0.904
10 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.464	0.460	0.479	0.468	0.960
10 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.473	0.485	0.498	0.485	0.997
Control	0.487	0.487	0.486	0.487	1.000

ตารางที่ 4.5 ผลการวัดค่า Optical density ที่ระยะเวลาเซลล์สัมผัสกับสิ่งทดสอบ 48 ชั่วโมง.

Sample	OD1	OD2	OD3	ค่าเฉลี่ย OD	อัตราค่าเฉลี่ย OD /Control OD
2 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.497	0.521	0.470	0.496	0.801
2 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.534	0.557	0.549	0.547	0.883
4 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.553	0.520	0.527	0.533	0.862
4 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.518	0.513	0.510	0.514	0.830
6 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.584	0.572	0.593	0.583	0.942
6 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.543	0.557	0.549	0.550	0.888
8 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.510	0.533	0.551	0.531	0.858
8 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.497	0.473	0.473	0.481	0.777
10 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 0.5 mg/ml	0.532	0.500	0.537	0.523	0.845
10 wt % ZnFe ₂ O ₄ /HAp 3.0 mg/ml	0.514	0.495	0.528	0.512	0.828
Control	0.633	0.634	0.590	0.619	1.000

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาการเตรียมคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ที่ $ZnFe_2O_4$ สัดส่วน ต่างๆ ได้แก่ 2, 4, 6, 8 และ 10 wt % เริ่มแรกจะเตรียมสารประกอบแคลเซียมออกไซด์จากเปลือกไข่ โดยการนำผงเปลือกไข่ไปเผาที่อุณหภูมิ 1100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 3 ชั่วโมง จากนั้นทำการสังเคราะห์ไฮดรอกซีอะพาไทต์จากปฏิกิริยาการตกตะกอน ระหว่างสารตั้งต้นของแคลเซียมจากเปลือกไข่ในรูป $Ca(NO_3)_2$ และสารตั้งต้นของฟอสฟอรัสในรูป $(NH_4)_2HPO_4$ และจะใช้ NH_4OH เป็นตัวปรับความเป็นกรดต่างของสารละลาย วิธีการที่ใช้ในการเตรียมคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ คือปฏิกิริยาของแข็งซึ่งประกอบด้วยการผสมเชิงกลและกระบวนการซินเทอริง โดยกระบวนการนี้ไม่เหนี่ยวนำให้เกิดเฟสอื่น ๆ เกิดขึ้น และไม่มีการเปลี่ยนโครงสร้างของ HAp นอกจากนี้สามารถควบคุมสัดส่วนเฟสของเฟสคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ โดยการเปลี่ยนสัดส่วนการผสมของ $ZnFe_2O_4$ เมื่อพิจารณาอินฟราเรดสเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ พบว่า สเปกตรัมของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ ไม่แสดงแถบสเปกตรัมของ $ZnFe_2O_4$ ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการทับกันของแถบสเปกตรัมของ $ZnFe_2O_4$ และ HAp อย่างไรก็ตาม การผันผวนของความเข้มของแถบสเปกตรัมของ คอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ บ่งชี้ปฏิกิริยาระหว่าง $ZnFe_2O_4$ และ HAp การเพิ่มขึ้นของค่าแมกเนไตเซชันและพฤติกรรมการเป็นซูเปอร์พาราแมกเนติกสามารถควบคุมโดยการเพิ่มสัดส่วนของ $ZnFe_2O_4$ ในคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ อนุภาคคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ เหล่านี้เกาะตัวเป็นก้อนๆ ซึ่งอาจเกิดจากอนุภาคคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ เหล่านี้มีขนาดอนุภาคเล็กมาก จึงส่งผลให้มีพลังงานพื้นผิวที่สูง จนเกิดการเกาะตัวกันเป็นก้อน เมื่อนำคอมโพสิตมาอัดขึ้นรูป พบว่าฐานฐานวิทยาของคอมโพสิต $ZnFe_2O_4/HAp$ เหล่านี้มีขนาดเกรนหลักอยู่ในช่วงนาโนเมตรและมีลักษณะโครงสร้างแบบรูพรุนและการเชื่อมต่อระหว่างรูพรุน (Interconnectivity) ที่เพิ่มสูงขึ้นเมื่อสัดส่วนของ $ZnFe_2O_4$ เพิ่มขึ้น จึงบ่งชี้ถึงพื้นที่ผิวที่เพิ่มขึ้นในการยึดเกาะของเซลล์สำหรับการเติบโตและการเปลี่ยนแปลงของเซลล์เพื่อไปทำหน้าที่ต่างๆ ได้ดีขึ้น

สารประกอบ HAp และ Al_2O_3 ที่ ระดับความเข้มข้น 3 mg/ml ภายใต้ระยะเวลาที่เซลล์สัมผัสกับสิ่งที่ทดสอบเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ไม่มีความเป็นพิษ ภายใต้การตรวจสอบทางสถิติแบบวิธีของดันแคน (Duncan's multiple range test) และ วิธีของเซฟเฟ (Scheffe')

รายการอ้างอิง

1. S.V. Dorozhkin, *Acta Biomater.* 6, 715-734 (2010).
2. N. Petchsang, W.P. On, J.H. Hodak, and I.M. Tang, *J. Magn. Magn. Mater.* 321, 1990-1995 (2009).
3. A. Inukai, N. Sakamoto, H. Aono, O. Sakurai, K. Shinozaki, H. Suzuki, and N. Wakiya, *J. Magn. Magn. Mater.* 323, 965-969 (2011).
4. K.H. Zuo, Y.P. Zeng, D. Jiang, *J. Nanosci. Nanotechnol.* 12, 7096-7100 (2012).
5. H. Jiang, Y. Li, Y. Zuo, W. Yanq, L. Zhand, J. Li, L. Wang, Q. Zou, L. Cheng, and J. Li, *J. Nanosci. Nanotechnol.* 9, 6844-6850 (2009).
6. D. Gopi, M. Thameem Ansaria, E. Shinyjoy, and L. Kavitha, *Spectrochim Acta A.* 87, 245- 250 (2012).
7. T. Iwasaki, R. Nakatsuka, K. Murase, H. Takata, H. Nakamura, and S. Watano, *Int. J. Mol. Sci.* 14, 9365- 9378 (2013).
8. S. Panseri, C. Cunha, T. D'Alessandro, M. Sandri, A. Russo, G. Giavaresi, M. Marcacci, C.T. Hung, and A. Tampieri, *PLoS One* 7, e38710 (2012).
9. S. Panseri, A. Russo, G. Giavaresi, M. Sartori, F. Veronesi, M. Fini, D.M. Salter, A. Ortolani, A. Strazzari, A. Visani, *et al*, *J. Biomed. Mater. Res. A* 100A, 2278-2286 (2012).
10. X.B. Zeng, H. Hu, L.Q. Xie, F. Lan, W. Jiang, Y. Wu, and Z.W. Gu, *Int. J. Nanomed.* 7, 3365-3378 (2012).
11. A. Tampieri, T. D'Alessandro, and M. Sandri, *Acta Biomater.* 8, 843-851 (2012).
12. D.L. Goloshchapov, V.M. Kashkarov, N.A. Romyantseva, P.V. Seredin, A.S. Lenshin, B.L. Aqapov, and E.P. Domashevskaya, *Ceram. Int.* 39, 4539-4549 (2013).
13. S.W. Lee, S.G. Kim, C. Balázsi, W.S. Chae, H.O. Lee, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 113, 348-355 (2012).
14. L.A. Grandjean, P. Laquerriere, E. Jallot, J.M. Nedelec, and T.M. Philips, *Biomaterials.* 27, 3195-3200 (2006).
15. M.M. Rashad, and M.I. Nasr, *Electron. Mater. Lett.* 8, 325-329 (2012).
16. P. Pankaew, P. Klumdoung, E. Hoonnivathana, P. Limsuwan, and K. Naemchanthara, *Adv. Sci. Lett.* 19, 976-980 (2013).
17. R. Murugan, and S. Ramakrishna, *J. Cryst. Growth.* 274, 209-213 (2005).
18. J. Brandt, S. Henning, G. Michler, W. Hein, A. Bernstein, and M. Schulz, *J Mater Sci Mater Med.* 21, 283-294 (2010).
19. I.O. Smith, L.R. McCabe, and M.J. Baumann, *Int J Nanomedicine.* 1, 89-194 (2006).

ประวัตินักวิจัย

1. ชื่อ – นามสกุล

(ภาษาไทย) ดร. ปิยะพงษ์ ปานแก้ว

(ภาษาอังกฤษ) Dr. Piyapong Pankaew

2. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน

3-1020-02911-13-8

3. ตำแหน่งปัจจุบัน

อาจารย์ประจำสาขาวิชาวัสดุศาสตร์อุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร

4. หน่วยงานและสถานที่ติดต่อได้สะดวก

คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร

โทรศัพท์ 087 893 4457 E-mail: piyapong.pa@rmutp.ac.th

5. ประวัติการศึกษา

วท.บ. (ฟิสิกส์)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วศ.ม. (วิศวกรรมอุตสาหกรรม)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปร.ด. (ฟิสิกส์)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

6. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิกการศึกษา) ระบุสาขาวิชาการ

Bioceramics, Nanomaterials, Composite Materials, Material Fabrication and Material Characterization

7. ทุนวิจัย

1. เรื่อง การพัฒนาวัสดุทดแทนกระดูกจากการปลูกผลึกนาโนไฮดรอกซีอะพาไทต์บนเส้นไหมไฟโบรอิน

แหล่งทุนสนับสนุน ทุนงบประมาณแผ่นดิน ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๕๗

2. เรื่อง การพัฒนาโครงสร้างสองชั้นระหว่างคอมโพสิตไฮดรอกซีอะพาไทต์-อลูมินาและเซอริโคเนียเพื่อประยุกต์ใช้ทางการแพทย์

แหล่งทุนสนับสนุน ทุนงบประมาณแผ่นดิน ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๕๘

3. เรื่อง รูปแบบของฟันในประเทศไทยอันเนื่องมาจากอิทธิพลของพายุหมุนเขตร้อน”

แหล่งทุนสนับสนุน ทุนงบประมาณแผ่นดิน ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๕๘

4. เรื่อง การเตรียมและศึกษาสมบัติทางโครงสร้างและแม่เหล็กของอนุภาคคอมโพสิต ระดับนาโนเมตรของไฮดรอกซีอะพาไทต์และซิงก์เฟอไรต์เพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษามะเร็งในอนาคต

แหล่งทุนสนับสนุน งบประมาณรายจ่าย ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๕๙

5. เรื่อง การเตรียมการพัฒนาโครงร่างเลี้ยงเซลล์แบบรูปวงของสารประกอบเบต้าไตรแคลเซียมฟอสเฟต ซิงก์-นิกเกิลเฟอไรท์ และเซอโคเนีย สำหรับประยุกต์ในงานวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก แหล่งทุนสนับสนุน งบประมาณรายจ่าย ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๖๑
6. เรื่อง การพัฒนาแผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์บนจากโปรตีนไหมซีรีซินสารสกัดรังจืดและสารสกัดหญ้าหางม้าสำหรับประยุกต์เป็นแผ่นปิดแผล แหล่งทุนสนับสนุน งบประมาณรายจ่าย ปีงบประมาณ พ.ศ.๒๕๖๑

